

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

**Influencia de los cementos y de los diseños protésicos en el ajuste
interno de estructuras de zirconia confeccionadas mediante tecnología
Cad-Cam para prótesis fija**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Andrés Sánchez Monescillo

Directores

Andrés Sánchez Turrión
Juan Carlos Prados Fruto

Madrid, 2015

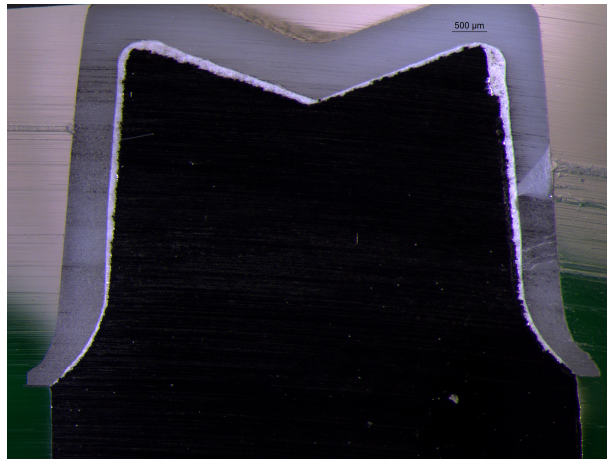


UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**INFLUENCIA DE LOS CEMENTOS Y DE LOS DISEÑOS
PROTÉSICOS EN EL AJUSTE INTERNO DE ESTRUCTURAS DE
ZIRCONIA CONFECCIONADAS MEDIANTE TECNOLOGÍA
CAD-CAM PARA PRÓTESIS FIJA**



ANDRÉS SÁNCHEZ MONESCILLO

TESIS DOCTORAL

Madrid 2015



**INFLUENCIA DE LOS CEMENTOS Y DE LOS DISEÑOS
PROTÉSICOS EN EL AJUSTE INTERNO DE
ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA CONFECCIONADAS
MEDIANTE TECNOLOGÍA CAD-CAM
PARA PRÓTESIS FIJA**

Estudio de investigación para la Tesis Doctoral en la Facultad de
Odontología de la UCM, que presenta:

ANDRÉS SÁNCHEZ MONESCILLO

Directores:

Prof. Dr. D. Andrés Sánchez Turrión

Profesor Titular del Departamento de Estomatología I. UCM

Prof. Dr. D. Juan Carlos Prados Frutos

Profesor Titular del Departamento de Estomatología. URJC

Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid
Madrid 2015

Don ANDRÉS SÁNCHEZ TURRIÓN, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la FACULTAD DE ODONTOLOGÍA de la UCM.

Y **Don JUAN CARLOS PRADOS FRUTOS**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD de la URJC.

CERTIFICAN:

Que el Trabajo de Investigación titulado: **“INFLUENCIA DE LOS CEMENTOS Y DE LOS DISEÑOS PROTÉSICOS EN EL AJUSTE INTERNO DE ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA CONFECCIONADAS MEDIANTE TECNOLOGIA CAD-CAM PARA PROTESIS FIJA”**, del que es autor **D. Andrés Sánchez Monescillo**, ha sido realizado en el Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la UCM bajo nuestra dirección y supervisión, cumpliendo a nuestro criterio, todos los requisitos para ser presentado y defendido para optar al Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que así conste donde proceda y a los efectos oportunos, se firma el presente documento en Madrid, a 5 de Abril 2015.

Dr. Sánchez Turrión

Dr. Prados Frutos

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradecer al Dr. Andrés Sánchez Turrión y al Dr. Juan Carlos Prados Frutos directores de la presente Tesis Doctoral, por brindarme la oportunidad de participar en este proyecto. Agradezco a Andrés, mi padre y mentor, su ayuda, y su estímulo y motivación todos los días, ya que sin él, todo esto no habría sido posible. Agradezco a Juan Carlos, la confianza que siempre me ha depositado en mí y todas las oportunidades que me ha dado sin esperar nada a cambio.

Agradecer a mi profesor y maestro, el Dr. José M^a Martínez González por sus enseñanzas y su apoyo inestimable en todo momento.

A los miembros del Departamento Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la UCM, en especial al Dr. Guillermo Pradíes Ramiro, al Dr. Benjamín Serrano Madrigal, a la Dra. Esther Gonzalo Íñigo y a la Dra. Arelhys Valverde Espejo por su ayuda en todo momento.

A mis compañeros del Departamento de Estomatología de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC, en especial al Dr. Francisco Antonio García Gómez, al Dr. José Francisco Martín Morales y al Dr. Jorge Cortés-Bretón Brinkmann por su apoyo día a día.

Destacar el magnífico trato recibido por parte del Laboratorio protésico Prótesis S.A., entidad encargada de las fases técnicas de este proyecto, en especial por parte de los técnicos Rafael Acevedo Maté y Rafael Briones Gómez.

Agradecer toda la ayuda recibida por el técnico de Microscopía Estereoscópica de la UCM, David Martín López.

Al resto de mi familia, a mi madre Milagros y a mi hermana Ana, fuente sólida de inspiración y estabilidad en todo momento.

A todos los amigos, tanto del Colegio, como de la Universidad y del Máster, que me han acompañado en esta aventura, dándome su cariño y estando siempre a mi lado en las buenas y en las no tan buenas.

En definitiva, a todos los que de alguna forma me han acompañado durante este viaje, gracias

- ÍNDICE -

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN.....	9
1.1 Ajuste interno de la restauración protésica	12
1.1.1. Factores que influyen en el ajuste interno de las restauraciones	12
1.1.2. Evaluación del ajuste interno.....	14
1.2 Zirconia.....	16
1.3 Sistemas CAD-CAM.....	17
1.4 Cementos para prótesis fija	18
1.5 Convergencia oclusal de la preparación.....	21
2. OBJETIVOS	23
3. MATERIAL Y MÉTODO	25
3.1 Diseño y fabricación de las probetas.....	27
3.2 Diseño y confección de las estructuras de zirconia	28
3.2.1 Descripción del sistema Lava [®] All Ceramic System.....	28
3.2.2 Confección de las estructuras con el sistema Lava [®] All Ceramic System.....	30
3.3 Cementado de las estructuras.....	35
3.4 Clasificación y numeración de las estructuras	38
3.5 Embutido y cortado de las estructuras	40
3.6 Medición del ajuste interno	41
3.7 Tratamiento estadístico de los datos	50
4. RESULTADOS	51
4.1 Distribución de los datos obtenidos.....	52
4.2 Estadística descriptiva.....	52
4.2.1 Estudio descriptivo según el cemento	52
4.2.2 Estudio descriptivo según la convergencia oclusal	54
4.2.3 Estudio descriptivo según el cemento y la convergencia oclusal	55

4.3 Estadística inferencial	57
4.3.1 Análisis inferencial por cemento.	57
4.3.2 Análisis inferencial por convergencia oclusal.	58
4.3.3 Análisis inferencial por cemento y convergencia oclusal	59
5. DISCUSIÓN	60
5.1 Cemento	62
5.2 Convergencia oclusal	63
6. CONCLUSIONES	65
7. BIBLIOGRAFÍA	68
8. APÉNDICE	80
8.1 Plano de las probetas	81
8.2 Tabla de recogida de datos	82
8.3 Pruebas estadísticas	90
8.3.1 Pruebas estadísticas según cemento	90
8.3.2 Pruebas estadísticas según convergencia oclusal	92
8.3.3 Pruebas estadísticas según cemento y convergencia oclusal...	59
9. RESUMEN EN INGLÉS	99

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

Al hablar de prótesis fija dentro del campo de la Odontología, uno de los aspectos más perseguidos es la durabilidad de los tratamientos. Aunque científicamente no sabemos el tiempo que puede permanecer una corona colocada sobre un diente en la cavidad oral debido a la cantidad de variables que influyen, desde el punto de vista empírico se puede observar a largo del tiempo, como aquellos tratamientos realizados con coronas de recubrimiento total de oro colocadas sobre dientes, siguen perdurando en boca 30 ó 40 años después, en algunos casos más, mientras que tratamientos más modernos con coronas de otros metales no preciosos o materiales estéticos como la porcelana, difícilmente alcanzan los 15 ó 20 años.

Teniendo en cuenta éstas observaciones la pregunta es sencilla, ¿Cómo es posible que las restauraciones actuales tengan menor duración que esas antiguas a las que nos referimos? La respuesta es al menos paradójica. Al hablar del material de recubrimiento, posiblemente el oro, debido a sus inmejorables propiedades tanto físicas como biológicas, no haya sido superado por los nuevos materiales, pero en cuanto a los demás factores que intervienen en su durabilidad ¿que ocurre?, tenemos mayores conocimientos prostodóncicos, mejores medios a la hora de preparar los pilares, los sistemas de registro han mejorado indudablemente debido a la evolución de los materiales, así como las técnicas empleadas en los mismos. En cuanto a los colados se refiere, que no se ha conseguido obtener colados perfectos, pero se ha llegado a conseguir aceptable precisión, además, éste problema de alguna manera puede quedar superado por las nuevas tecnologías CAD-CAM. Los cementos han mejorado sus propiedades, tanto en resistencia, retención, etc., así como las técnicas clínicas de cementado. Luego si con todos estos avances no se consigue una mayor longevidad de estos tratamientos, no queda más remedio que seguir investigando en este campo, estudiando y demostrando científicamente, cuales son los factores determinantes en esta duración y como se pueden mejorar.

Pese a existir multitud de experimentos realizados a fin de estudiar estos factores, el ajuste interno de las restauraciones y las variables que afectan al mismo siguen siendo una incógnita en algunos aspectos. Así, aunque algunos autores preconizan acerca de la variabilidad que supondría el introducir en la zona de la

interfase un cemento u otro, y un tipo de diseño del muñón u otro, es poca la evidencia científica que rodea a estas interrogantes.

Por este motivo, se ve justificada la realización del presente trabajo de investigación en el que se tratará de establecer la importancia que tienen los cementos y los diseños protésicos en el ajuste interno de estructuras de zirconia confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM para prótesis fija.

1.1 AJUSTE INTERNO DE LA RESTAURACIÓN PROTÉSICA

El ajuste en prótesis fija alude a la exactitud con la que una restauración encaja sobre la preparación.¹⁻³ Aunque el concepto de ajuste o desajuste interno viene utilizándose desde décadas en la literatura científica, la terminología usada hasta el día de hoy varía, y se pone de manifiesto en cuanto se procede a la revisión de los estudios publicados.³⁻⁵ Este hecho dificulta enormemente la posibilidad de comparación de resultados entre los diferentes estudios.^{2-4,6-8}

Autores como Holmes y cols.⁹ en 1989 definen el ajuste interno como la medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.^{3,5,10} Sin embargo otros, lo consideran como la distancia lineal media del espacio existente entre las superficies axiales y oclusal del muñón dentario respecto a la superficie interna de la cofia que en él asienta.^{6,9,11-15}

En líneas generales, el término de ajuste o sellado interno puede definirse como la exactitud con la que la restauración encaja sobre la superficie del muñón, previamente preparado.^{16,17}

Se entiende que, un ajuste incorrecto de la restauración favorece la aparición de márgenes abiertos que permiten la microfiltración de bacterias, que dará lugar a caries, pulpitis, necrosis o fractura del diente restaurado aumentando la probabilidad de complicaciones que conducen al fracaso de la restauración.¹⁷⁻²⁵ De la misma forma cuando existen discrepancias internas las descementaciones son más probables, teniendo en cuenta que los márgenes abiertos favorecen la disolución del agente cementante. Además, cuanto menor sea el contacto entre la superficie interna de la cofia y el diente, menor será la retención de la restauración.^{17,18,20-25}

1.1.1 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL AJUSTE INTERNO DE LAS RESTAURACIONES

Muchos son los factores que pueden alterar la adaptación de las restauraciones en las fases de laboratorio, y que escapan al control del Odontólogo entre las que se están el vaciado de la impresión, la preparación del troquel, el encerado, el

revestimiento, el colado, o bien errores en el caso de los sistemas digitales relacionados con el escaneado, el software para el diseño, el mecanizado de los materiales, etc.²⁶

Sin embargo, también existen gran cantidad de factores que dependen directamente de la elección o habilidad del clínico y que repercuten en el ajuste interno.¹⁶⁻²⁶ Entre estos se encuentran principalmente el diseño de la preparación (destacando la convergencia oclusal y la línea de terminación), la selección de la capa de espaciador y el cemento y técnica de cementado. Todos ellos deben controlarse con el fin de obtener un ajuste óptimo.²⁷⁻⁴¹

Se ha visto que, el ángulo de convergencia oclusal del muñón, influye de manera decisiva en ajuste interno de la restauración protésica.^{37,42-44} Este aspecto será ampliamente desarrollado en el apartado correspondiente.

Por su parte, el diseño del margen de las preparaciones se ha relacionado directamente con el ajuste interno de la cofia. De hecho, son numerosos los estudios que analizan la influencia de dicha morfología en la discrepancia registrada.^{17,27-32}

La línea de terminación se ha ido modificando en función de las exigencias estéticas y la aparición de los nuevos materiales, pasando del filo de cuchillo utilizado antiguamente en las coronas de metal, al hombro recto que se ha venido popularizando hasta hace unos años para coronas Jacket de porcelana.²⁷⁻³² Aunque la terminación en chamfer es considerada como la terminación ideal en las restauraciones ceramometálicas^{31,33}, no existe unanimidad de criterios entre los distintos autores en cuanto al tipo de plataforma marginal de elección para restauraciones totalmente cerámicas^{29,30,32}, optándose principalmente por la terminación en hombro o la terminación en chamfer, ya que éstas otorgan, una elevada resistencia a la restauración.^{17,31,37}

Con respecto a la capa de espaciador seleccionada, hay que resaltar su importancia tanto para la retención como para la discrepancia interna de las restauraciones. Aunque tradicionalmente se recomendaba, un espaciador entre 15 y 50 micras, los estudios señalan que se obtienen mejores resultados de ajuste a menor grosor del espaciador, sin haber diferencias en el ajuste a partir de valores de espaciador menores a 30 micras.^{40,43,44}

Por último se encuentra el cemento y la técnica de cementado que suponen un factor decisivo para el ajuste interno de una restauración y cuya importancia será también desarrollada en el apartado correspondiente de este trabajo de investigación.²⁵

1.1.2 EVALUACIÓN DEL AJUSTE INTERNO

Todo método para calibrar debe ser consistente, reproducible y establecer puntos predeterminados de medida para poder llevar a cabo comparaciones imparciales entre las distintas muestras.³⁹

Como ya se ha mencionado, resulta difícil comparar los resultados de los distintos experimentos que tienen por objeto el estudio del ajuste interno, debido no sólo a la confusión que se cierne en torno a la terminología, sino también a las diferencias en el diseño de las restauraciones, geometría de las preparaciones, tipo de cementado y métodos de medición seleccionados, así como por el número de medidas o referencias por unidad efectuadas en los diferentes trabajos de investigación.^{3,5,6}

Hay que destacar que no hay un método estandarizado único para medir el ajuste interno ya que se han descrito varias técnicas para este fin.^{13,28} En general, los métodos para medir los desajustes requieren la inmovilización de la estructura sobre el pilar correspondiente durante proceso de registro de imagen y/o medición. Esta inmovilización puede obtenerse mediante dispositivos que aplican una carga a la cofia sobre el pilar sin cementar como hacen algunos autores como Soriani y cols.⁴⁰ y Tan y cols.⁴¹, utilizando materiales como la silicona para la técnica de la réplica del espacio del cemento como Mou y cols.⁴² y Nakamura y cols.^{43,44}, o estabilizando la cofia mediante el cementado de la estructura sobre el muñón como Oyague y cols.⁴⁵, Boeckler y cols.⁴⁶, Sánchez y cols.⁴⁷, Ucar y cols.⁴⁸ y Örtorp y cols.⁴⁹

Podemos dividir estas técnicas en métodos cualitativos y métodos cuantitativos. Entre los métodos cualitativos destacan la inspección visual, la sonda exploratoria y el examen radiográfico. Este último ha avanzado mucho en los últimos años existiendo un nuevo método de microtomografías computarizadas (micro-CT) para un análisis no destructivo de las restauraciones. Esta técnica permite visualizar en 2D o 3D los espacios del ajuste en pocos micrómetros en múltiples localizaciones y direcciones.¹² Por su parte, el extremo de la sonda exploratoria presenta un grosor de 80 µm, por lo que con ella no se podrán detectar discrepancias inferiores a dicho valor. Además, la exactitud de estos sistemas está limitada clínicamente por la agudeza visual (60 µm)⁵⁰, si bien, presentan como ventaja su rapidez y sencillez.³⁹

Por el contrario, los procedimientos cuantitativos permiten mediciones más exactas. Dentro de ellos, se encuentran las evaluaciones directas realizadas mediante microscopios, ya sean microscopios electrónicos de barrido (MEB), microscopios digitales (180X y 225X) o microscópicos estereoscópicos (100X), cuyos resultados pueden ser comparables entre sí.^{19,27,37} El análisis con microscopio es fiable y de uso extendido, pero han de tenerse en cuenta ciertos errores que pueden aparecer si no se aplica una técnica depurada. La exactitud de la medida depende del ángulo de la superficie de las lentes, el grado de enfoque, distancia de trabajo y la magnificación. Las principales fuentes de error suelen ser la angulación y la distancia de trabajo. Por ello resulta esencial estandarizar el procedimiento de medición de las muestras.

Otros métodos incluirían ponderaciones dimensionales o técnicas de modelado como la utilización de materiales, principalmente siliconas, que pueden ser interpuestos entre el muñón y la restauración para posteriormente ser cuantificados, el medidor de tensiones (strain gauge), la fotoelasticidad y el análisis con elementos finitos (FEAs), aunque estos últimos son extremadamente sensibles a cambios de temperatura, localización y orientación.^{43,44,51}

1.2 ZIRCONIA

La zirconia, también conocida como óxido de circonio, circonio o circona es un material mineral del grupo de los silicatos que fue descubierto en 1789 por el químico alemán M. H. Klaproth.^{52,53} El óxido de circonio se estabiliza con otros elementos metálicos como el itrio, aluminio, cerio o magnesio.

Las cerámicas de zirconia se componen de óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%).^{52,53} Puede presentarse en patrón monoclinico, tetragonal o cúbico, y se caracteriza por su elevada tenacidad (entre 1000 y 1500 MPa) debido a su microestructura totalmente cristalina, lo que lo convierte en el material cerámico más resistente del mercado hasta la fecha superando con creces al resto de porcelanas.^{52,54}

Dicho material, presenta además lo que se conoce como “transformación resistente” descubierta por Garvie y cols.⁵⁵ en 1975. La “transformación resistente” es un fenómeno por el cual el óxido de circonio parcialmente estabilizado, tras sufrir una microfractura o grieta (zona de alto estrés mecánico), es capaz de pasar de su forma tetragonal a monoclinica mediante una transformación en su fase cristalina, adquiriendo un mayor volumen. De esta manera, es capaz de aumentar localmente la resistencia de la zona y evitar así la propagación de la fractura.

Estas características convierten a la zirconia en un material restaurador con unas propiedades excelentes para la realización de coronas de recubrimiento parcial o total, tanto en la zona anterior como en la zona posterior, donde el compromiso mecánico es decisivo.^{54,56}

Debido al aumento de los requerimientos estéticos de los tratamientos por parte de los pacientes y a las bondades de este material, ha hecho que la popularidad y demanda del óxido de circonio haya aumentado enormemente en los últimos años. Así, actualmente existen multitud de sistemas que utilizan la zirconia para prótesis fija. Entre ellos destacan Lava® All Ceramic System (3M Espe), In-Ceram® YZ (Vita), DC-Zircon® (DCS), Cercon® (Dentsply), Procera® Zirconia (Nobel Biocare), IPS e.max® Zir- CAD (Ivoclar), etc.

1.3 SISTEMAS CAD-CAM

Los sistemas CAD-CAM (Computer Aid Design-Computer Aid Manufacturing), sistemas de procesamiento asistidos por ordenador, no fueron utilizados más allá de la práctica experimental hasta entrada la década de los ochenta.⁵⁷ Aunque requieren un equipamiento específico y costoso, presenta diversas ventajas con respecto a los procedimientos tradicionales.^{49,51,57-59} Estos sistemas reducen el tiempo de trabajo al eliminar algunos de los pasos de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales, como es el caso del encerado, el revestimiento y el colado, lo que permite evitar las variaciones inherentes, derivadas de la contracción de la cera, la expansión del revestimiento, la contracción del material del colado, etc., que pueden afectar al ajuste final de la restauración.^{14,37,58,60} De esta forma, estos sistemas ofrecen la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos tanto clínicos como de laboratorio.

El empleo de las restauraciones cerámicas es cada vez más frecuente debido fundamentalmente a su excelente estética.^{57,60} No obstante, su uso generalizado como material restaurador está aún limitado por la presencia de algunos problemas de tipo mecánico y funcional como su fragilidad.^{60,61} La aparición y desarrollo de métodos de procesamiento asistidos por ordenador permite la utilización de nuevos materiales cerámicos cada vez más resistentes y nos encamina a un futuro próximo donde la utilización de estas restauraciones se generalizará en la práctica diaria. Hoy en día, la mayoría de los sistemas cerámicos existentes en el mercado son válidos para restauraciones unitarias de dientes anteriores. Es en zonas posteriores y puentes donde debemos ser especialmente cautos a la hora de seleccionar el tipo de porcelana. En este sentido, para conseguir restauraciones de elevada resistencia^{49,61-65}, se introdujeron los materiales feldespáticos de alta resistencia (IPS Empress II[®], IPS e.max[®] y IPS e.max CAD[®]); los aluminosos de núcleo duro como el sistema Procera Allceram[®] (alúmina de gran pureza al 99.9%) y el InCeram[®] (cerámica aluminosa con infiltración vítrea); y los más recientes a base de óxido de circonio estabilizado con itrio (Procera AllZirkon[®], InCeram YZ[®], Lava[®], Cercon[®], DC-Zirkon[®], IPS e.max ZirCAD[®]), todos ellos mediante flujo de tecnología digital.

1.4 CEMENTOS PARA PRÓTESIS FIJA

Aunque las técnicas de laboratorio son cada vez más precisas en lo que al ajuste de la restauración se refiere, incluso aquellas realizadas por CAD-CAM requieren de un elemento que haga las funciones de sellado de esa interfase.

Se considera el cemento ideal aquel que reúne las siguientes cualidades: biocompatibilidad, adhesión al diente y a la restauración, bioactividad, buenas propiedades mecánicas, estabilidad, radiopacidad y bajo espesor de la película.⁶⁶⁻⁶⁹ Al revisar la literatura científica encontramos gran variedad de estudios que analizan los cementos en cuanto a su retención, microfiltración, contaminación bacteriana, sensibilidad post-operatoria, radiopacidad, adhesión y ajuste, tanto en cementos provisionales como definitivos.⁷⁰⁻⁸²

Actualmente, disponemos de una gran variedad de cementos para uso odontológico y su elección depende de muchos factores como entre otros, el tipo estructura a cementar, el tipo de muñón, las necesidades estéticas o el conocimiento del mismo por parte del operador.⁸³ Existen numerosas formas de clasificar los cementos definitivos:⁸³ según su composición, el tipo de unión, la reacción química, la presentación, el modo de activación, etc.

En cuanto a su composición se refiere, destacan principalmente tres grupos de cementos: Cementos minerales de fosfato de zinc y sílico fosfato, cementos minerales-orgánicos de vidrio ionómero y policarboxilatos y cementos orgánicos de resina.

Los cementos a base de fosfato de zinc están compuestos de un polvo de óxido de zinc y un líquido de ácido fosfórico. Presentan cierta acidez durante las fases iniciales que se neutraliza a las 24-48 horas, la cual puede afectar inicialmente al diente, sensibilidad a la humedad y buena estabilidad dimensional por no sufrir contracción por polimerización. La resistencia compresiva ronda los 100 MPa y poseen un módulo de elasticidad de alrededor de los 10GPa.⁸³ Además tienen un espesor ideal de la película es de 25 μm . Su fraguado depende de una relación ácido-base con una solubilidad del 3% y unos tiempos de fraguado que oscilan entre 2-6 min., por lo que es importante tener en cuenta la sensibilidad de estos cementos a la manipulación y dosificación. Estos cementos basan sus propiedades en la retención mecánica.^{47,83}

Por otro lado, los cementos de ionómero de vidrio están compuestos por un polvo de vidrio de aluminio y un líquido de ácido poliacrílico. Entre sus propiedades destaca la sensibilidad a la humedad, adhesión al diente, liberación de flúor y una buena estabilidad dimensional por no sufrir contracción por polimerización. La resistencia compresiva ronda los 120 MPa y el grosor ideal de la película es de 25 μm . Su fraguado se basa en una reacción ácido-base con una solubilidad del 15% y un tiempo de fraguado que se sitúa entre los 6–9 min. Este cemento al igual que el grupo anterior, basa sus propiedades en la retención mecánica.^{83,84}

Por último, los cementos de resina se componen de una matriz orgánica de dimetacrilato de uretano o Bis-GMA y un microrelleno inorgánico que puede suponer del 30-50%. Tiene una alta resistencia compresiva de 200 MPa y la técnica de cementación es sensible. El grosor ideal de la película es de 25 μm . Su polimerización se basa en una reacción base-catalizador, es insoluble y a diferencia de los anteriores, sufre cambios volumétricos debido a la polimerización, que se sitúa entre 5-8 min. Pueden ser autoadhesivos y autopolimerizables, fotopolimerizables o de polimerización dual. Este grupo de cementos basa su efecto en la retención química aunque pueden utilizarse únicamente como retención mecánica.^{83,85}

Por su parte, las técnicas de cementación hace mucho tiempo que son estudiadas. En este sentido, se encuentran referencias bibliográficas en relación con el cementado, que demuestran que el lugar y la técnica de aplicación del cemento, tienen influencia sobre distintos factores como el ajuste de la restauración, la distribución del propio cemento, la retención, el sellado y la microfiltración, etc.⁸⁶⁻⁹² Algunos artículos concluyen que la mejor distribución del cemento y la más uniforme se consigue aplicando el cemento sobre las paredes axiales de la preparación o sobre el margen de la corona aunque de esta manera, también aparecen zonas en las que el cemento no está presente.⁹²⁻⁹⁶ En cuanto a la de fuerza que se debe ejercer y mantener sobre la estructura los autores discrepan entre los 20 y 50 N en función de los estudios, estableciendo los 20 N como la fuerza ejercida como por la presión digital.^{29,37,44}

Por otro lado, cuando se habla de cementos, hay que destacar como característica importante, la viscosidad del mismo. Todos los autores concuerdan en que tras el cementado de la restauración aumentan las discrepancias existentes entre cofia y muñón afectando considerablemente al ajuste interno de las estructuras independientemente de la capa de espaciador establecida.^{6,27,96-101} También

investigaciones como la realizada por Dixon DL y cols⁸⁹ ponen de manifiesto que cada cemento muestra un comportamiento distinto ante la misma capa de espaciador, pudiendo repercutir en el ajuste interno de la restauración.

Así, podemos encontrar dos situaciones diferentes con su correspondiente problemática. La primera, que el cemento sea muy fluido y pueda ser expulsado en exceso comprometiendo el sellado y la retención de la restauración o la segunda, que el cemento sea demasiado denso y pueda alterar la correcta inserción de la restauración provocando un asiento incorrecto y una pérdida en el ajuste interno de la misma. Por esto, parece concluyente que la viscosidad del cemento, es una variable a tener en cuenta a la hora de escoger el cemento a utilizar.⁹⁸⁻⁹¹

1.5 CONVERGENCIA OCLUSAL DE LA PREPARACIÓN

Para lograr el éxito biomecánico y estético de una restauración es conveniente tener en cuenta una serie de parámetros muy importantes a la hora de realizar las preparaciones. Entre ellos destaca la convergencia oclusal juega un papel crucial en la retención y resistencia de las restauraciones. La retención de una restauración depende fundamentalmente de la configuración geométrica de la preparación dentaria. El elemento esencial de la misma lo constituyen las dos superficies verticales opuestas de la misma preparación.^{27,31,33-35,102,103}

Teóricamente cuanto más paralelas sean las paredes opuestas de una preparación, mayor será la retención. Jorgensen KD¹⁰⁴ demuestra experimentalmente que la retención disminuye a medida que aumenta la conicidad de la preparación.

La mayoría de los textos en la materia d prótesis defienden que las paredes axiales de las preparaciones para prótesis fija deben ser tan paralelas como sea posible para conseguir una mejor retención, y recomiendan unos valores de convergencia oclusal total de $6-10^{\circ}$ ¹⁰⁴, los cuales son difíciles de conseguir clínicamente. Factores como la dificultad de acceso, la morfología dentaria, los contactos proximales o la habilidad del operador frecuentemente dan lugar a ángulos de convergencia significativamente mayores que los ideales.^{33,105,106} Se ha demostrado que las convergencias oclusales obtenidas en la actividad clínica diaria, independientemente de la experiencia del clínico, se alejan de los valores recomendados, oscilando entre los $15-30^{\circ}$.^{34,35,38,107-111} Ayad y cols.¹⁰⁷ refieren convergencias entre 15 y 20° en tallados realizados por estudiantes de tres universidades distintas. Al-Omari y cols.³⁸ encuentran valores medios de conicidad de 22.4° vestibulolingualmente y 25.3° mesiodistalmente en preparaciones llevadas a cabo por estudiantes de Odontología. Annerstedt y cols.³⁴ analizan la convergencia de preparaciones realizadas por estudiantes de Odontología y odontólogos generales encontrando unos valores medios de 19° y 22° respectivamente. Nooman y cols.¹⁰⁸ también estudian las convergencias de las preparaciones llevadas a cabo por estudiantes, obteniendo unos valores medios de 19° . Nordlander y cols.¹⁰⁹ observan distintas preparaciones realizadas por odontólogos generales y prostodoncistas, registrando una conicidad media de $19,6^{\circ}$ y $20,1^{\circ}$ respectivamente. Patel y cols.³⁵ refieren ángulos de $15-27^{\circ}$ de convergencia oclusal en preparaciones de estudiantes, generalistas y profesores de Odontología.

La convergencia oclusal total ideal debe ser un valor alcanzable por el clínico que genere adecuada retención y resistencia al descementado.^{31,105-116} Revisando la literatura de los últimos 50 años, Goodacre y cols.³³ propone que esta medida oscile entre los 10 y 20°. Shillingburg y cols.¹⁰² en el año 2000 sugiere 16° de convergencia. Leempoel y cols.³⁶ demuestran que valores de 15-30° proporcionan suficiente retención a las restauraciones. Dodge y cols.¹¹³ analizan la influencia de distintos ángulos de convergencia (10°, 16° y 22°) en la retención y resistencia de las coronas, concluyendo que la convergencia ideal es de 16°; ya que con 22° no se consigue una resistencia adecuada, y la convergencia de 10°, aunque aporta una buena retención y resistencia, es difícil de obtener clínicamente.

Por otra parte, aunque no existen muchos artículos al respecto, algunos autores han descrito la relación existente entre la convergencia oclusal de la preparación y el ajuste interno de la restauración. Según estos, parece que una mayor convergencia implicaría una mejora en la discrepancia interna. Esto se explicaría porque un aumento convergencia oclusal facilitaría la vía de escape del agente cementante lo que repercutiría en el asentamiento de la restauración. A pesar de esto, diversos autores discrepan acerca de esta teoría.^{27,34,37,38,42-44}

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

La finalidad de este trabajo de investigación in vitro con estructuras de zirconia confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM para prótesis fija es:

1. Evaluar la influencia en el ajuste interno de distintos cementos.
2. Analizar el efecto en el ajuste interno de diferentes convergencias oclusales de la preparación.
3. Comparar el ajuste interno en función de los cementos con las convergencias oclusales de la preparación.

Con estos objetivos pretendemos concluir qué tipo de cemento y qué tipo de diseño protésico sería más recomendable para obtener el mejor ajuste interno posible a la hora de extrapolar los hallazgos experimentales al campo clínico

3. MATERIAL Y MÉTODO

3. MATERIAL Y MÉTODO

Como resumen del procedimiento general, se obtuvieron sesenta muñones (probetas) de acero inoxidable con distintos diseños (convergencia oclusal de 6° y 12°), sobre los que se confeccionaron sesenta cofias de zirconia con el sistema de CAD-CAM Lava® All Ceramic System mediante escaneado directo del muñón. Tras esto, se cementaron sobre sus respectivos muñones con tres cementos diferentes. Un tercio de estas estructuras fueron cementadas con cemento de oxifosfato de zinc (Fortex®), otro tercio con cemento de ionómero de vidrio (Ketac® Cem) y el tercio restante con cemento de resina (RelyX® Unicem). Tras ser cementadas, los complejos muñón-cofia fueron numerados, clasificados y divididos en grupos (Tabla1).

ESTRUCTURAS (N=60)	
30 estructuras con convergencia oclusal de 6°	10 cementadas con cemento de oxifosfato de zinc (Fortex®)
	10 cementadas con cemento de ionómero de vidrio (Ketac® Cem)
	10 cementadas con cemento de resina (RelyX® Unicem)
30 estructuras con convergencia oclusal de 12°	10 cementadas con cemento de oxifosfato de zinc (Fortex®)
	10 cementadas con cemento de ionomero de vidrio (Ketac® Cem)
	10 cementadas con cemento de resina (RelyX® Unicem)

Tabla 1: estructuras confeccionadas para el estudio

Posteriormente, se seccionaron en su eje longitudinal para medir el ajuste interno de las mismos en cinco localizaciones por estructura (1 en cada pared axial, 1 en cada cúspide y 1 en la fosa) y cinco mediciones por localización con un Microscopio Estereoscópico. Se obtuvieron así 25 medidas por estructura y un total de 1500, en las 60 estructuras. Por último, se valoraron y compararon estadísticamente los resultados

obtenidos en función de los diferentes cementos empleados y los distintos diseños protésicos utilizados.

3.1 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LAS PROBETAS

Para este estudio se obtuvieron sesenta muñones de acero inoxidable con forma de premolar inferior (probetas) especialmente diseñadas para este estudio, y fabricadas por el mismo operador en el Taller Central de Ayuda a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

Los muñones fueron diseñados con las siguientes características (Figs. 1-3): forma cilíndrica de 6 milímetros de diámetro, altura de 6 milímetros, desgaste en forma de “V” en la superficie oclusal y ángulos redondeados, convergencia oclusal de 6° o 12° (30 muñones de cada tipo), línea de terminación tipo chamfer de un milímetro de profundidad, y una base y un soporte de 2,5 milímetros de altura respectivamente para facilitar su manejo (el plano con las dimensiones de la probeta se encuentra incluido en el Apéndice).

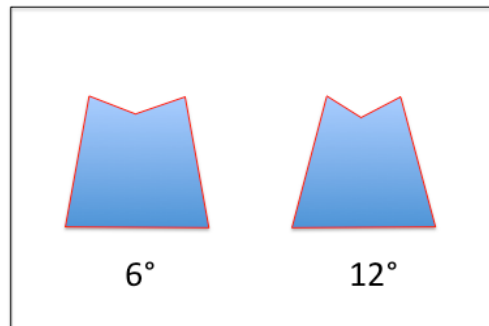
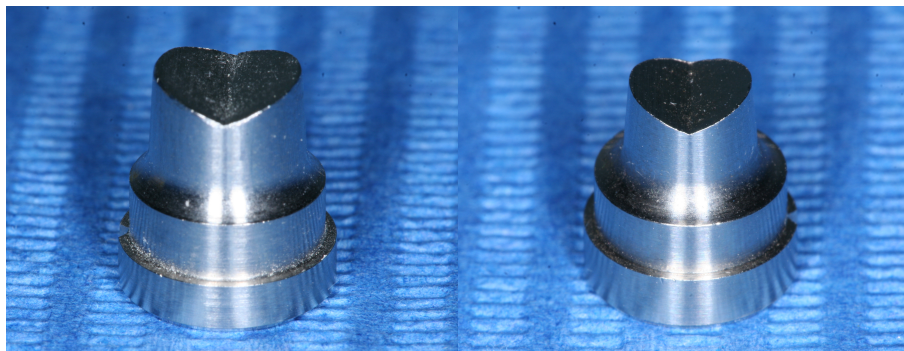


Fig.1: representación gráfica de las convergencias oclusales de los muñones.



Figs. 2 y 3: probetas metálicas con las diferentes convergencias oclusales (6° y 12°).



Fig. 4: probetas metálicas con convergencia oclusal de 12°.

3.2 DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA

3.2.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA LAVA[®] ALL CERAMIC SYSTEM

Para la fabricación de las estructuras de zirconia se utilizó la tecnología digital de escaneado y fresado del sistema Lava[®] All Ceramic System (3M ESPE. St Paul, Minnesota, USA). Sistema introducido en 2009 compuesto por los siguientes componentes:¹¹⁷

1. LAVA SCAN ST: es el escáner del sistema (Fig. 5) en él se realiza la lectura del muñón, digitalización que será procesada informáticamente y sobre la que se diseña la estructura con el software LAVA SCAN ST DESIGN, para ser posteriormente mecanizada en la unidad LAVA CNC 500 y sinterizada en la unidad LAVA FURNACE 200.

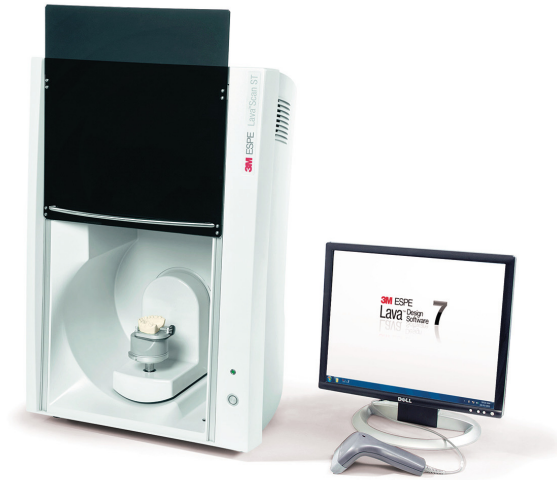


Fig. 5: Lava Scan ST. Unidad de escaneado.

2. LAVA CNC 500: es la unidad de fresado. Se encarga de fresar la estructura de zirconia presinterizada (Fig. 5).



Fig. 6: Lava CNC 500. Unidad de fresado

3. LAVA FURNACE 200: horno donde se lleva a cabo el proceso de sinterizado a 1.550 ° C durante 12 horas. (Fig. 7).



Fig. 7: Lava Furnace 200. Unidad de sinterizado.

3.2.2 CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS CON EL SISTEMA LAVA® ALL CERAMIC SYSTEM

Sobre las probetas obtenidas se confeccionaron las estructuras de zirconia utilizando el sistema Lava® All Ceramic System a partir del escaneado directo del muñón. Todas las estructuras fueron elaboradas por un mismo operador en el Laboratorio Protésico Prótesis S.A. de Madrid, bajo supervisión.

El primer paso consiste en la preparación del muñón para el escaneado sobre la pletina de posicionamiento. Para ello aplicamos sobre el Yeti Dental® (Occlusión Spray) de color blanco, con el fin de eliminar el brillo del muñón y permitir una adecuada lectura del escáner (Figs. 8 y 9).



Figs. 8 y 9: Yeti Dental® (Occlusion Spray) y probeta preparada para su escaneo.

Tras lo cual, se instala dicha pletina en el interior de la unidad Lava Scan ST para el escaneo del muñón, seleccionando en el programa informático la restauración a realizar con el software LAVA SCAN ST DESIGN. En este caso, se ha marcado siempre el diente 44 como pilar. (Fig. 10).

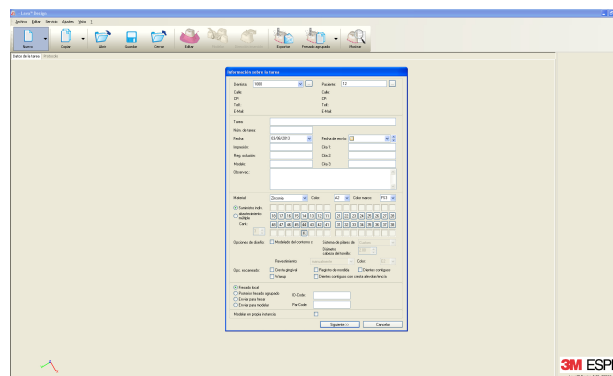
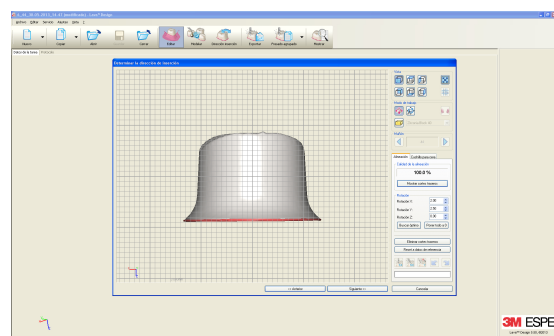
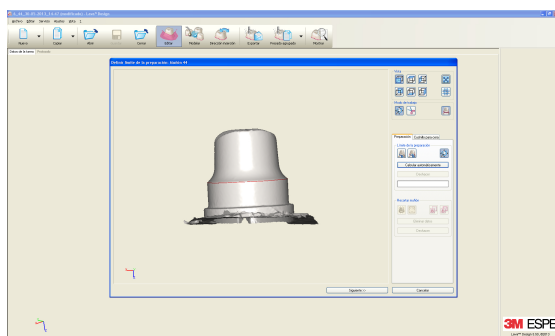


Fig. 10: selección de los parámetros iniciales.

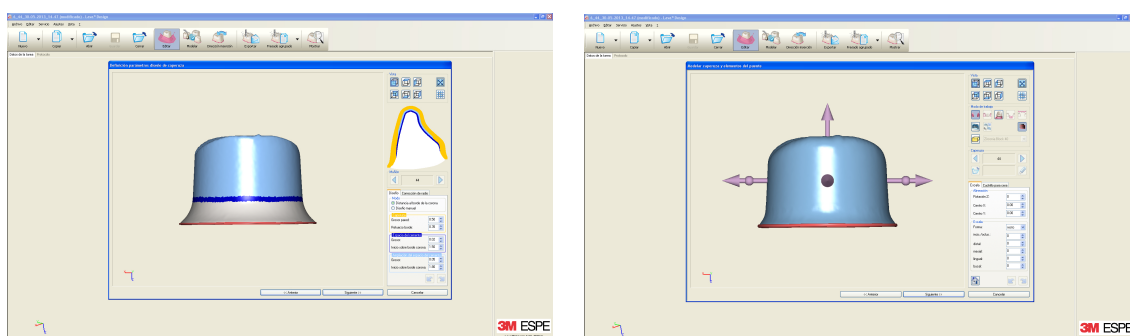
La información del escaneo aparece en la pantalla del ordenador, donde se procede al diseño de la cofia (Figs. 11 y 12).



Figs. 11y 12: diseño de la estructura.

El programa permite determinar: el grosor de la pared (entre 0,4 mm y 1 mm); el espesor de la capa espaciadora (entre 10 y 60 μm); y el porcentaje de superficie del muñón que queremos que ocupe el espaciador (Figs. 13 y 14).

Los valores asignados en este estudio para todas las estructuras son: grosor de la pared de la cofia 0,5 mm, espesor de la capa de espaciador 30 μm , ocupando el 80% del muñón, y 0 μm en la zona marginal.



Figs. 13 y 14: determinación de la extensión y espesor del espaciador, y diseño de cofia.

Una vez diseñada la cofia, se escanea el bloque de cerámica que se va a emplear y se coloca en la fresadora. Existen bloques de óxido de zirconio presinterizado disponibles en diferentes tamaños y en dos tonos: el blanco y el coloreado (rosado). Para este estudio se utilizó el tipo Lava Zirconia Block de 40 mm. y de color blanco (Fig. 15), en los que se fresaron 3 estructuras por bloque, por lo que fueron necesarios un total de 20 bloques.



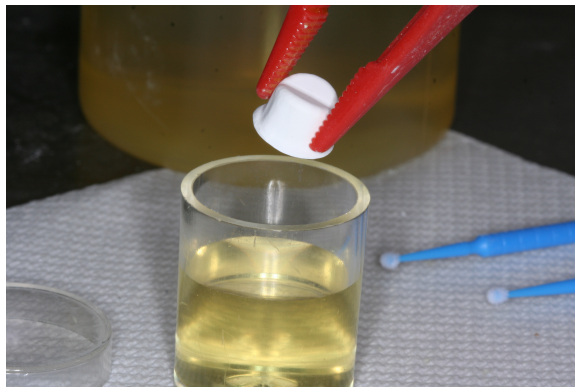
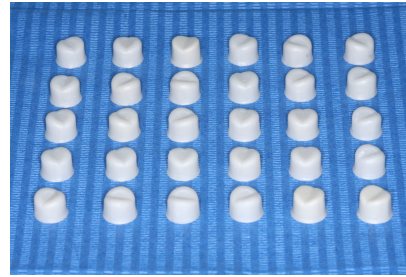
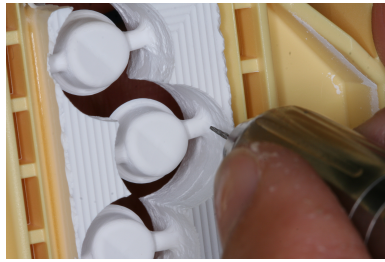
Fig. 15: escaneado del Lava Zirconia Block (40 mm).

De esta manera, mediante la fresadora Lava CNC 500, se inicia el mecanizado del bloque, que comienza con un fresado basto para finalizar con un fresado de precisión, obteniendo así las estructuras presinterizadas (Figs. 16-19).



Figs. 16-19: estructuras mecanizadas de óxido de circonio presinterizado

Concluido el fresado se libera la estructura del bloque, se procede al recortado, acabado y pulido de la misma, y una vez finalizado, la cofia se teñía con color A1 (cofias de 6°) o A2 (cofias de 12°) de la guía Vita® Classical con el fin de facilitar su diferenciación durante las posteriores fases del estudio (Figs. 20-24).



Figs. 21- 24: liberación, pulido y tinción de las estructuras presinterizadas.

Tras esto, se introduce en el Lava Furnace 200 para su sinterizado (Fig. 25).



Fig. 25: estructura de óxido de circonio sinterizada color A1

Este procedimiento fue repetido con las 30 probetas con convergencia oclusal de 6° y con las 30 probetas de 12°, con la única diferencia del color de la tinción en la que se sumergía antes del sinterizado.

3.3 CEMENTADO DE LAS ESTRUCTURAS

Las estructuras de zirconia obtenidas se cementaron sobre sus respectivas probetas por el mismo operador, de la misma manera, y en idénticas condiciones de temperatura y humedad.

Los cementos utilizados fueron:

- Cemento de oxifosfato de zinc, Fortex[®] de la casa Faciden (Fig. 26); es un cemento definitivo, que se presenta (como única opción) en dos botes separados para mezcla manual mediante espatulación. Uno con el polvo, que contiene un 93% de óxido de zinc y otro con el líquido, con un 61% de ácido fosfórico.^{83,118,119}



Fig. 26: cemento Fortex[®].

Siguiendo las recomendaciones del fabricante, se realizó la mezcla manual sobre una loseta de vidrio. Una vez dispensado el polvo y el líquido sobre la loseta, se añade el polvo al líquido en pequeñas cantidades y se espátula. La consistencia del cemento es la adecuada cuando al levantar la espátula la masa cae lentamente vertical haciendo hilo (Fig. 27).¹¹⁸

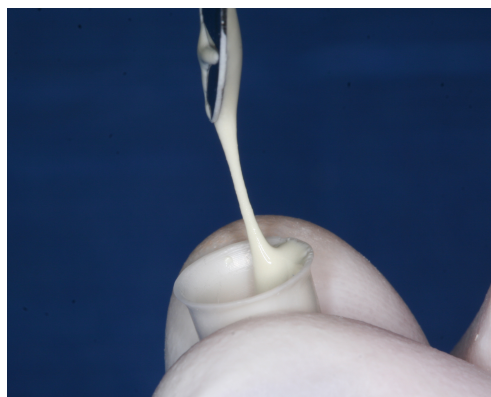


Fig. 27: aplicación del cemento Fortex[®] sobre la cofia.

- Cemento de ionómero de vidrio, Ketac[®] Cem de la casa 3M ESPE; es un cemento definitivo, presentado tradicionalmente en formato polvo/líquido para mezcla manual mediante espatulación. El polvo está compuesto por vidrio y ácido policarboxílico, y el líquido por ácido tartárico.^{83,119,120}

Para este estudio se optó por la presentación en cápsulas de automezcla (Ketac[®] Cem[®] Aplicap) (Fig. 28), estandarizando así de manera más sencilla el proceso de cementado con este producto. Para la utilización de estas cápsulas monodosis de automezcla es necesario activarla (activador Aplicap 3M ESPE) durante 2 segundos y posteriormente se someterla a vibración durante 10 segundos a 4300 rpm mediante vibrador (CapMix[®] 3M ESPE).



Fig. 28: cemento Ketac[®] Cem. Aplicap

Siguiendo las recomendaciones del fabricante, se utilizó una cápsula de automezcla por cada estructura y se desechó la primera parte del cemento hasta conseguir una mezcla homogénea (Fig. 29).¹²⁰



Fig. 29: aplicación del cemento Ketac[®] Cem sobre la cofia.

- Cemento de resina, RelyX[®] Unicem de la casa 3M ESPE; es un cemento definitivo, autoadhesivo y de fraguado dual presentado tradicionalmente en formato pasta/pasta para mezcla manual mediante espatulación. Una pasta compuesta por metacrilatos bifuncionales y un relleno inorgánico que supone el 43%, con un tamaño de partícula de 12,5 μm , y la otra por iniciadores y estabilizadores.^{83,119,121}

Se optó en este caso por la presentación en jeringa con puntas de automezcla (RelyX[®] Unicem 2 Automix) (Fig. 30), estandarizando así de manera más sencilla el proceso de cementado con este producto igual que en el caso anterior.



Fig. 30: cemento RelyX[®] Unicem 2 Automix

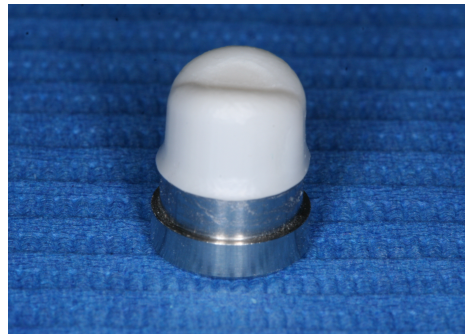
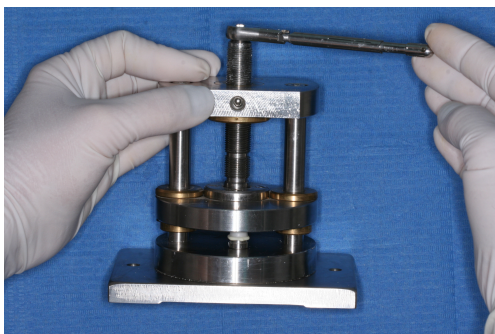
Siguiendo las recomendaciones del fabricante, se ha utilizado una punta de automezcla por cada estructura y se desechó la primera parte del cemento hasta conseguir una mezcla homogénea (Fig. 31).¹²¹



Fig. 31: aplicación del cemento RelyX[®] Unicem sobre la cofia.

En todos los casos se colocó el cemento directamente sobre las paredes del interior de la cofia con ayuda de la propia espátula en el caso del Fortex[®], con la punta de la cápsula de automezcla en el del Ketac[®] Cem, o con la punta de automezcla en el del RelyX[®] Unicem.

Para que el cementado de las estructuras fuera uniforme, se utilizó una prensa de cementado fabricada en el Taller Central de Ayuda a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid, accionada mediante una llave dinamométrica calibrada de la casa Defcon[®]. La estructura con el cemento se colocaba sobre la probeta correspondiente y esta, sobre superficie de la plataforma circular de la prensa, tras lo que se ejercía una presión sobre ella de 20 N, y que se mantuvo de forma constante durante 3 minutos (Fig. 32 y 33) en caso de las estructuras cementadas con Fortex[®], 7 minutos en las cementadas con Ketac[®] Cem, y 6 minutos en las de RelyX[®] Unicem, variabilidad sujeta al tiempo de fraguado o polimerización recomendado por el fabricante de cada cemento. Una vez cumplido ese tiempo, el cemento excedente se eliminó de los márgenes con ayuda de una sonda de exploración, y posteriormente se retiraba la pieza de la mordaza.



Figs. 32 y 33: inserción y mantenimiento de las estructuras bajo una presión de 20 N

3.4 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS

Una vez cementadas las sesenta probetas, se clasificaron y numeraron, adjudicando a cada estructura un código para facilitar su identificación en las siguientes fases del estudio.

El código está integrado por un número del 1 al 60, seguido por la letra “A” o “B” que indica la convergencia oclusal de los muñones sobre los que se ha realizado la cofia: 6° (**A**) o 12° (**B**) y por último, “F”, “K” o “R” que indica el tipo de cemento utilizado: cemento de oxifosfato de zinc (Fortex[®]) (**F**), cemento de ionómero de vidrio (Ketac[®] Cem) (**K**) o cemento de resina (RelyX[®] Unicem) (**R**). En función de este código, las estructuras quedaron clasificadas de la siguiente forma:

➤ **Grupo 1:** 30 estructuras con convergencia oclusal de 6°.

- **Subgrupo 1:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de oxifosfato de zinc (Fortex[®]). (**1AF-10AF**).
- **Subgrupo 2:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de ionómero de vidrio (Ketac[®] Cem). (**11AF-20AF**).
- **Subgrupo 3:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de resina (RelyX[®] Unicem). (**21AF-30AF**).

➤ **Grupo 2:** 30 estructuras con convergencia oclusal de 12°.

- **Subgrupo 1:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de oxifosfato de zinc (Fortex[®]). (**31AF-40AF**).
- **Subgrupo 2:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de ionómero de vidrio (Ketac[®] Cem). (**41AF-50AF**).
- **Subgrupo 3:** 10 estructuras cementadas sobre sus muñones mediante cemento de resina (RelyX[®] Unicem). (**51AF-60AF**). (Fig. 34).

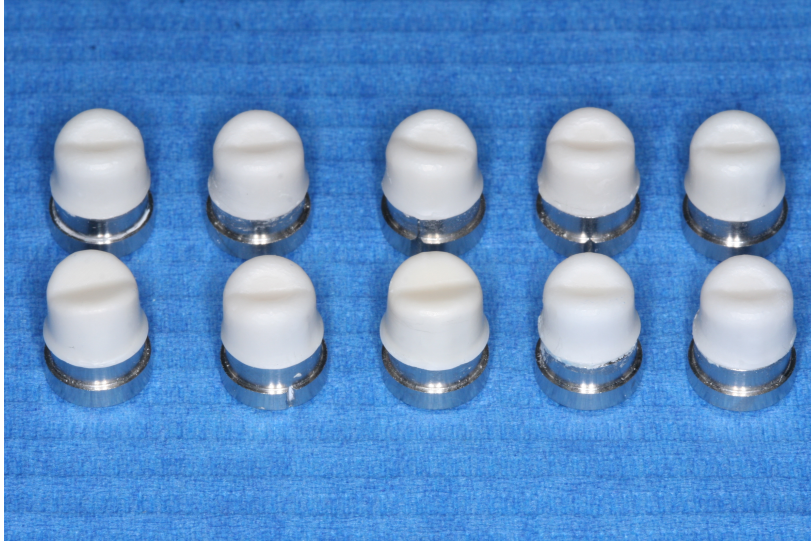
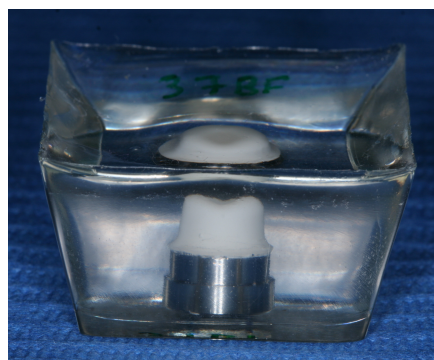
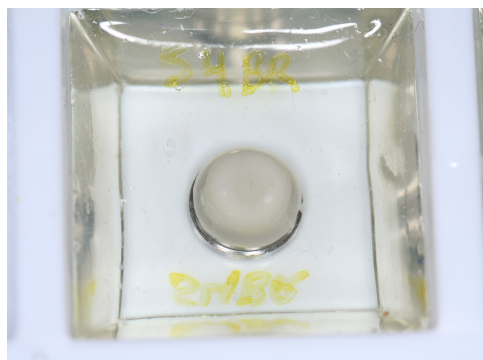


Fig. 34: diez estructuras cementadas sobre sus muñones (1AF-10AF).

3.5 EMBUTIDO Y CORTADO DE LAS ESTRUCTURAS

Tras clasificar todas las estructuras (cofia + muñón) del estudio, se procedió a su cortado. Para ello, cada estructura ya cementada se embutió previamente en un bloque de resina de poliéster transparente para evitar que se produjesen cambios de posición en la misma durante el cortado, permitiendo su visualización en el interior, facilitando así, dicho proceso (Figs. 35-37). Estos procedimientos fueron realizados por un mismo operador, en el Laboratorio Tecnológico de ayuda a la Investigación de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC



Figs. 35 y 36: probeta embutida en resina de poliéster.



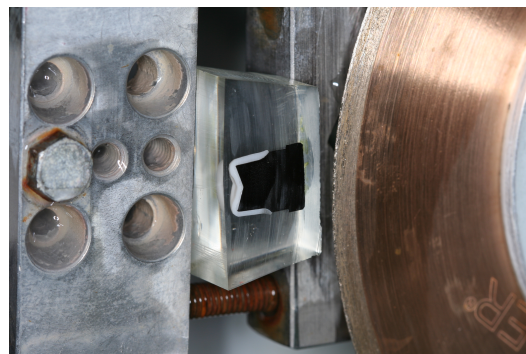
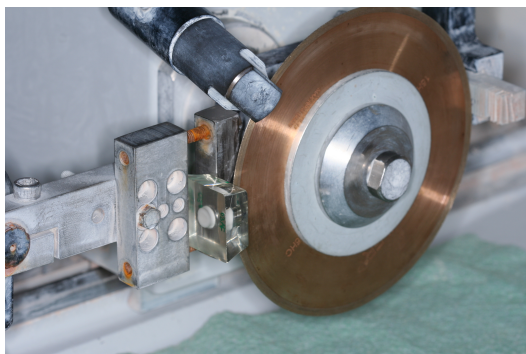
Figs. 37: treinta probetas embutidas y clasificadas.

El corte, se realizó siempre en el eje longitudinal, en sentido mesio-distal y en el centro de la estructura. Se utilizó para ello la máquina de corte ISOMET® 5000 (Buehler. Glenview, Illinois, USA) (Fig. 38) con un disco diamantado ISOMET®

Diamond Wafering Blades (127 x 0,4 mm) a 2500 r.p.m y una velocidad de avance del disco de 6 mm./min. con abundante irrigación (Figs. 39 y 40), siguiendo las indicaciones y recomendaciones del fabricante.



Fig. 38: máquina de corte ISOMET® 5000



Figs. 39 y 40: disco de diamante montado en máquina de corte ISOMET 5000 y probeta seccionada.

3.6 MEDICIÓN DEL AJUSTE INTERNO

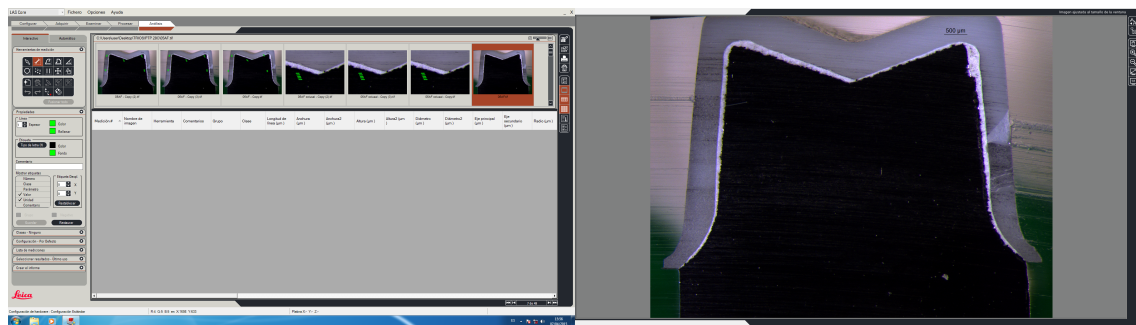
Las mediciones se realizaron mediante Microscopía Estereoscópica. Estas mediciones fueron realizadas por un mismo operador en los Laboratorios de Materiales Odontológicos de la Facultad de Odontología de la UCM.

El equipo utilizado fue un Microscopio Estereoscópico modelo Leica® M80 con cámara digital Leica® DFC450 y software Leica® LAS V4.0 con módulo de análisis de imagen a doble pantalla. Este microscopio está provisto de aumentos desde 1,2X hasta 9,6X. Consigue observaciones de hasta 2,02 μm de resolución, dicha resolución hace referencia a la medida mínima que el microscopio puede indicar con total exactitud. La

técnica se basa en la Microscopía Óptica tradicional pero a diferencia de esta, el usuario es capaz de percibir la muestra en visión estereoscópica o 3D gracias a una doble ruta óptica. Además, la cámara digital acoplada al microscopio permite la captura de fotografías de alta calidad de la zona examinada. Estas imágenes pueden ser tratadas con ayuda del módulo de análisis de imagen, pudiendo conseguir una magnificación extra de la imagen inicial de hasta 60X, gracias al zoom del software del propio sistema (Figs. 41 y 42).



Fig. 41: Microscopio Estereoscópico Leica® M80.

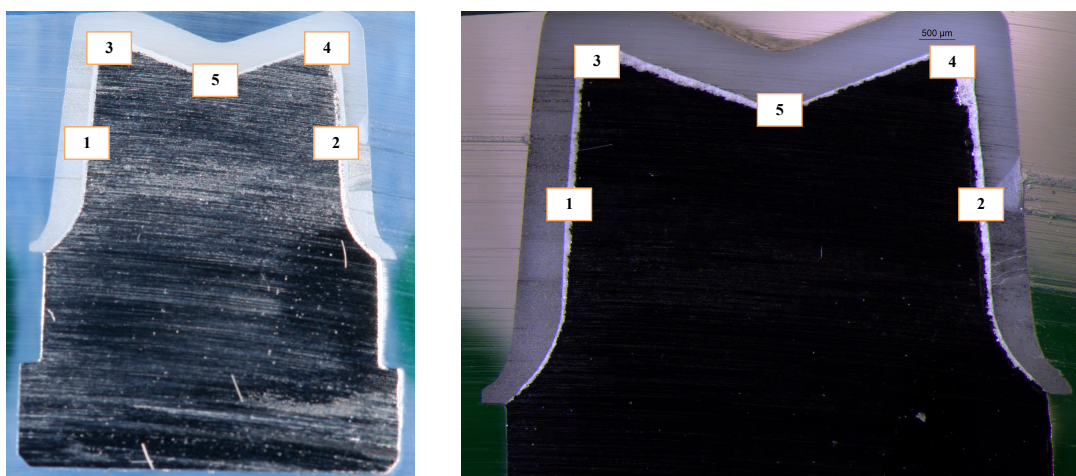


Figs. 42: software Leica® LAS V4.0 con módulo de análisis de imagen a doble pantalla.

Es fundamental que la superficie de la muestra que vaya a ser observada en el microscopio se encuentre perfectamente perpendicular a la superficie de la lupa. Para que los resultados fueran comparables entre ellos, se estandarizó el procedimiento sabiendo que la exactitud de la medida puede verse afectada por la angulación, el enfoque, la distancia de trabajo y la magnificación empleada.

Como el corte de las estructuras se realizó de forma perpendicular a la base de la muestra, la angulación del enfoque no represento un problema para la observación al microscopio. De esta manera, todas las aperturas internas de todas las muestras, objeto de nuestro estudio, quedaron colocadas de forma perpendicular al eje del cañón del microscopio, evitando obtener medidas distorsionadas. Todas las mediciones se realizaron manteniendo la distancia de trabajo, con idéntica magnificación.

Para obtener los valores del ajuste interno, se tomó una fotografía en formato “TIF” de cada estructura examinada a 1,6X con ayuda de la cámara digital instalada en el microscopio. Posteriormente, estas fueron analizadas con el módulo de análisis de imagen del software. Las medidas se obtuvieron en cinco posiciones dentro del corte. Pared axial izquierda y derecha a 1,5 mm. desde la fosa de la probeta, cúspide izquierda y derecha y fosa, y en cada localización se realizaron 5 mediciones equidistantes a 40X tal como reflejan las siguientes figuras (Figs. 43 y 44).



Figs. 43 y 44: probeta cortada e imagen al M. Estereoscópico a 1,6X.

A continuación se muestran algunas de las fotografías referidas (Figs. 45-56):

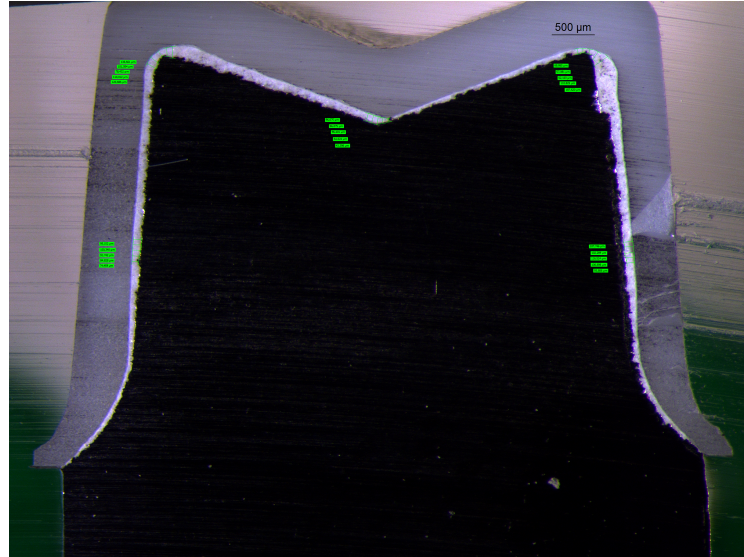


Fig. 45: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 5AF.

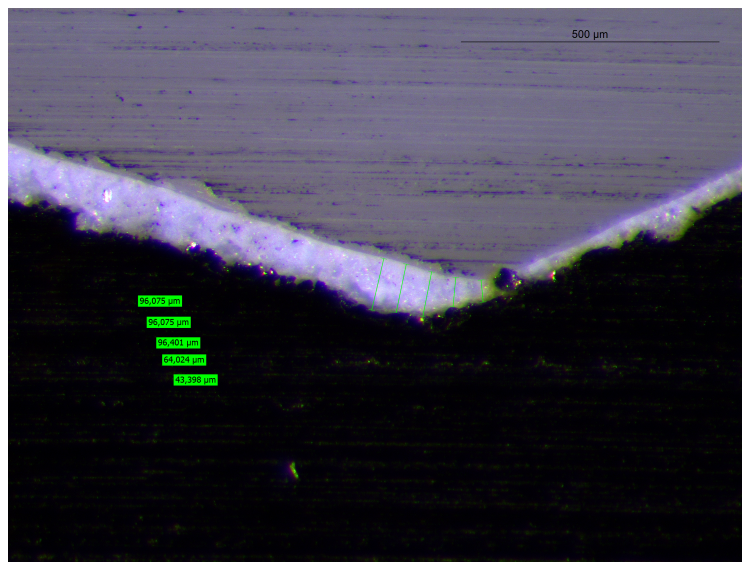


Fig. 46: detalle muestra 5AF, posición 5.

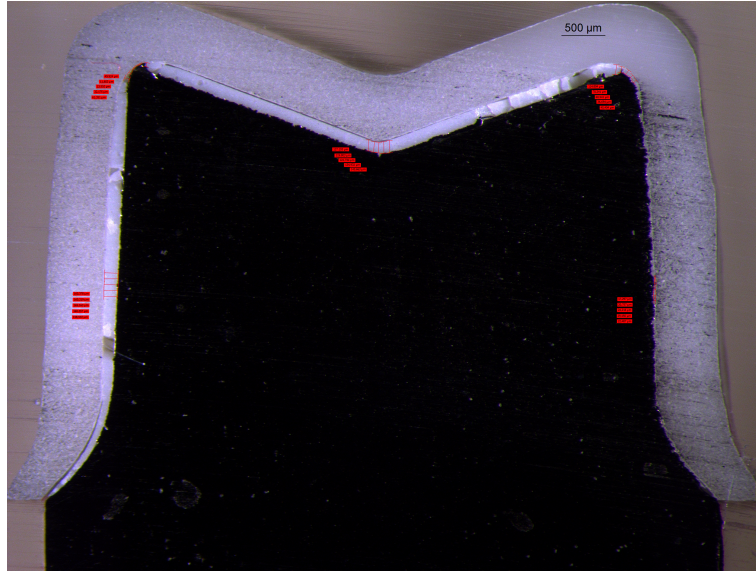


Fig. 47: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 13AK.

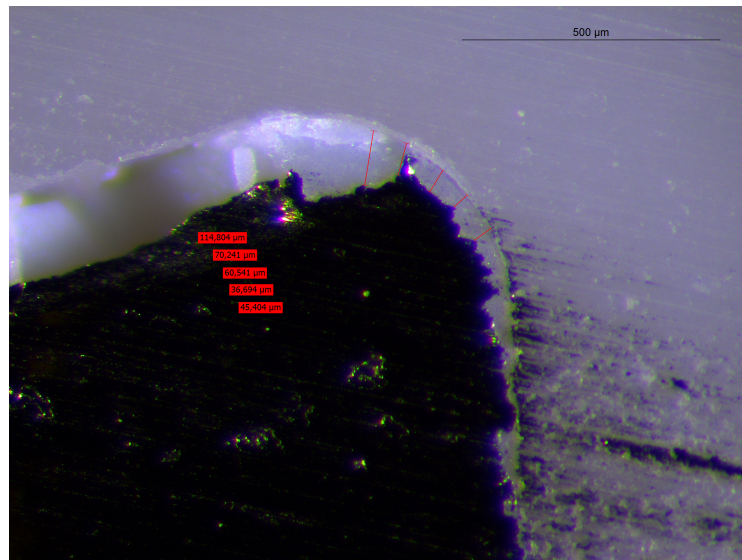


Fig. 48: detalle muestra 13AK, posición 4.

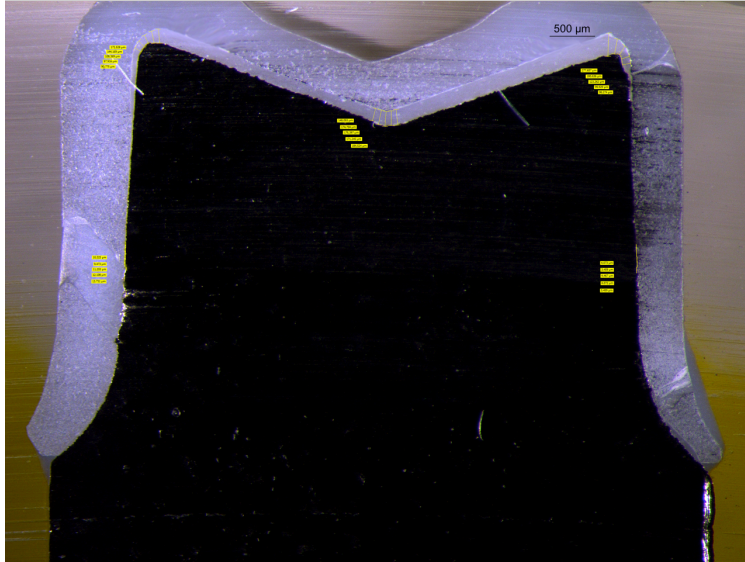


Fig. 49: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 26AR.

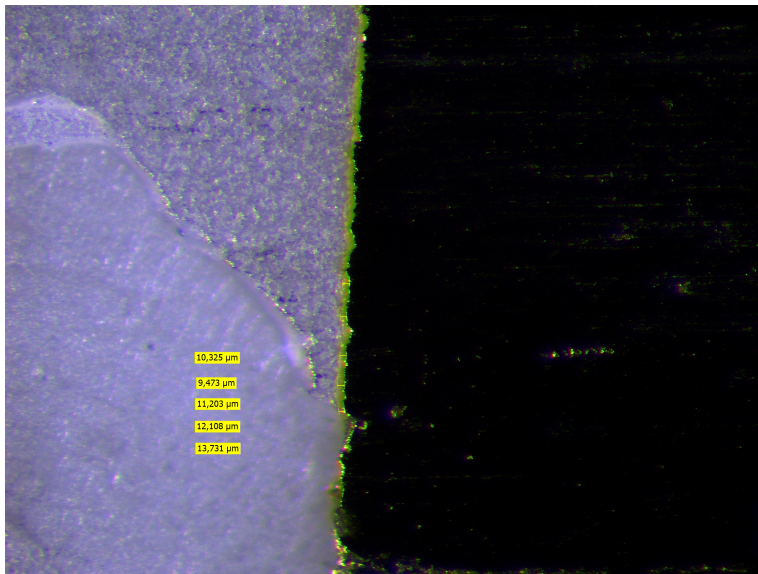


Fig. 50: detalle muestra 26AR, posición 1.

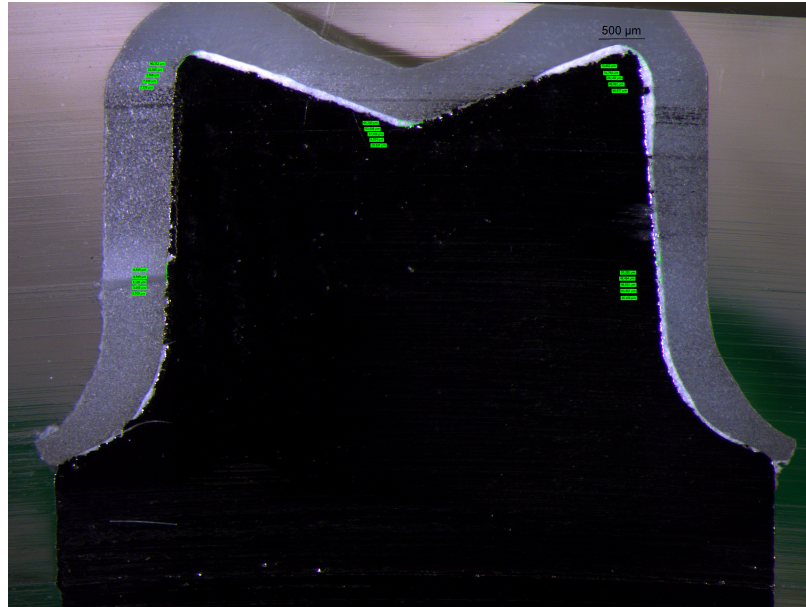


Fig. 51: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 35BF.

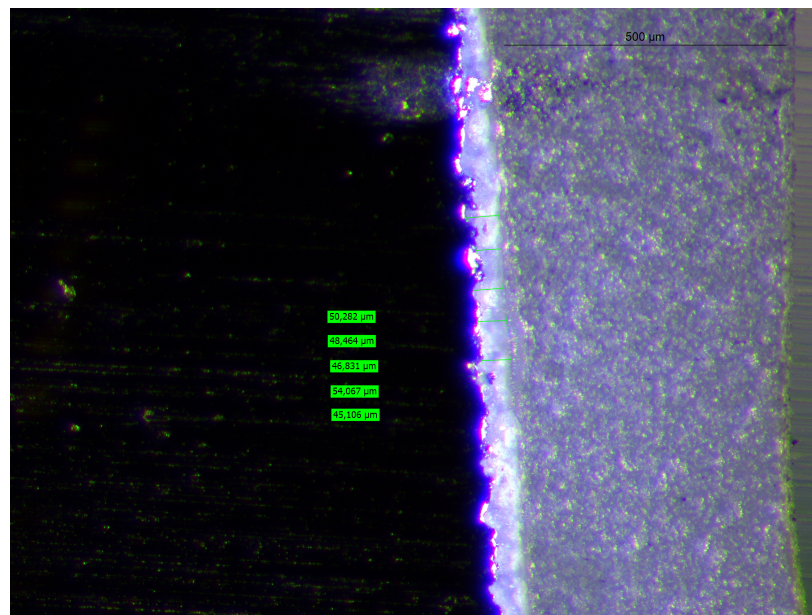


Fig. 52: detalle muestra 35BF, posición 2.

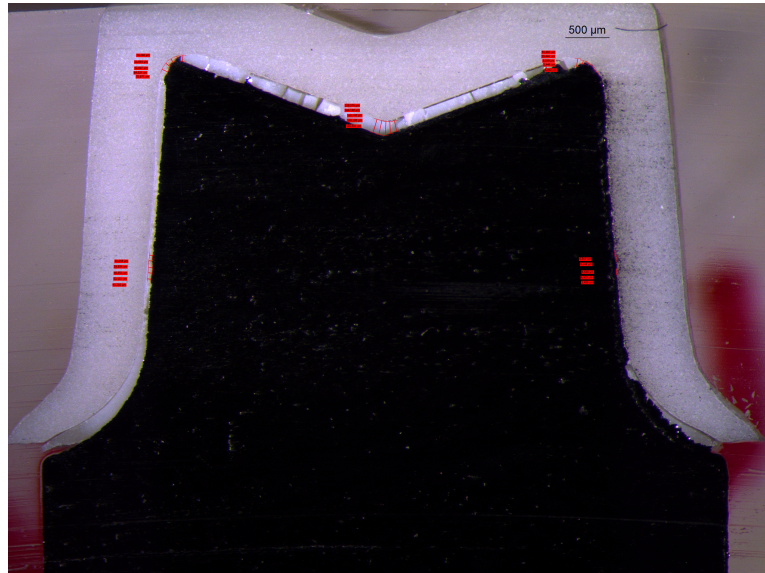


Fig. 53: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 44BK.

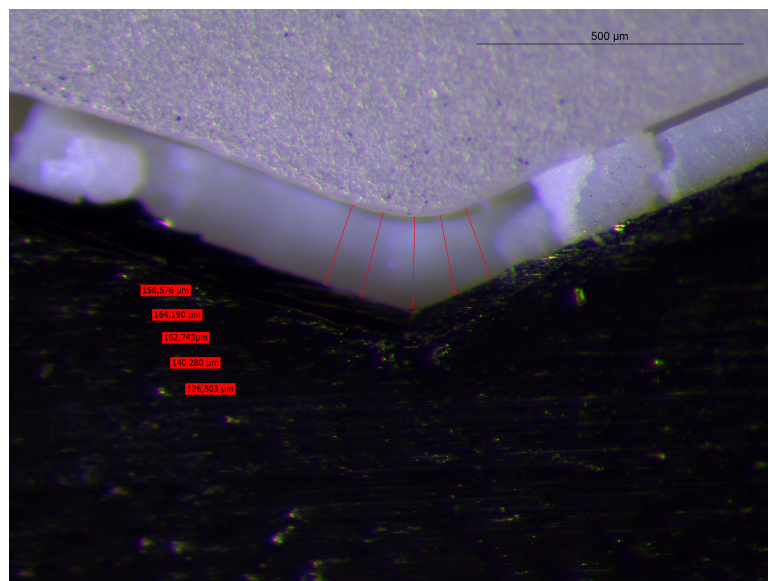


Fig. 54: detalle muestra 44BK, posición 5.

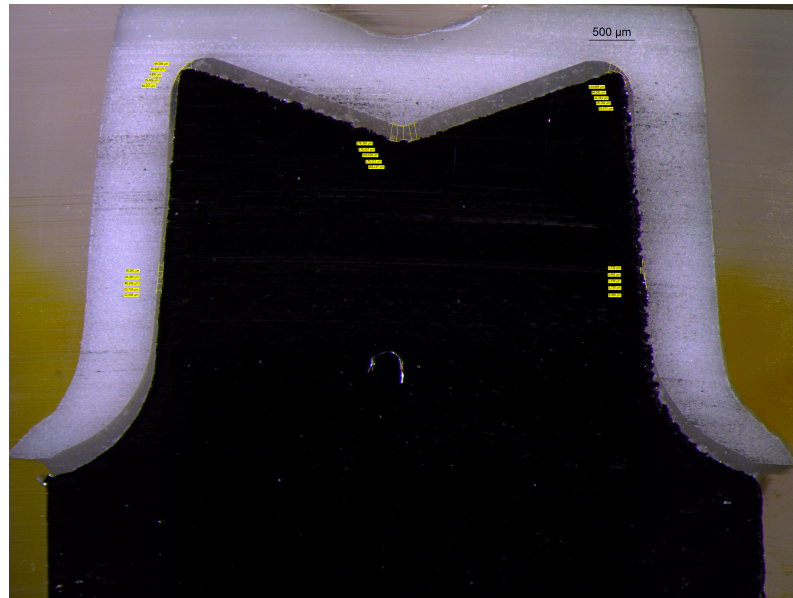


Fig. 55: imagen obtenida con M. Estereoscópico: muestra 53BR.

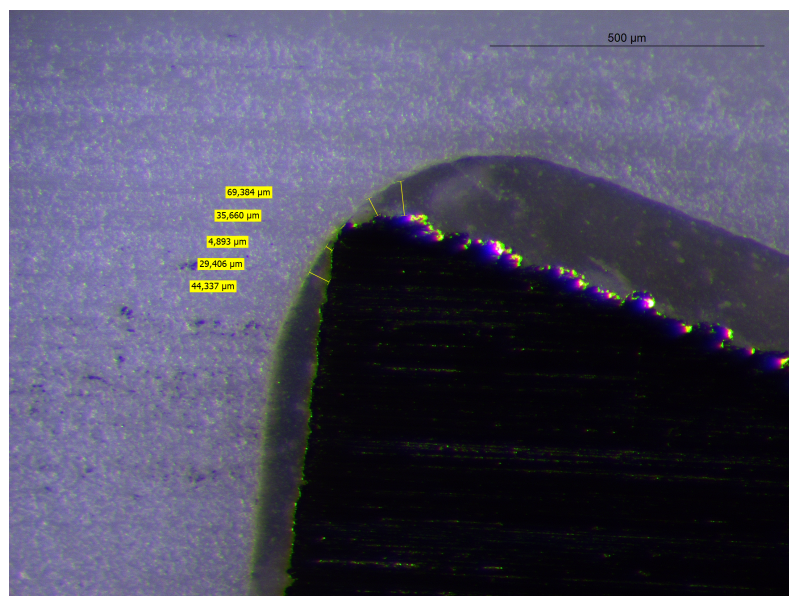


Fig. 56: detalle muestra 53BR, posición 3.

3.7 TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Las mediciones del ajuste obtenidas con el software del microscopio se recogieron y almacenaron en una tabla en hoja de Microsoft Excel creada y diseñada para tal fin (Tabla 2) (la tabla con los datos recogidos se encuentra incluida en el Apéndice). Posteriormente, se realizó el análisis estadístico de los datos con el programa SPSS con el asesoramiento de un especialista.

Se realizó en primer lugar el estudio estadístico-descriptivo de los datos y a continuación el análisis inferencial de los mismos, mediante la prueba de Kruskal-Wallis, seguido del Test a posteriori de Tukey si era necesario (las pruebas estadísticas se encuentran incluidas en el Apéndice).

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (μm)
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						
11						
12						
13						
14						
15						
16						
17						
18						
19						
20						
21						
22						
23						
24						
25						

Tabla 2: tabla para la recogida de datos del ajuste interno en μm

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1 DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

Una vez completado el análisis de la muestra (60 estructuras) y recogidos los datos de la Microscopía Estereoscópica en la tabla de Excel creada para el efecto (1500 mediciones de la discrepancia interna), se procedió a su análisis estadístico. Para ello se asignó a cada restauración el promedio de sus correspondientes mediciones. Las probetas se dividieron en 6 grupos de 10 muestras cada uno (250 valores por grupo), diferenciados por el cemento utilizado (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem) y el diseño de la preparación empleado en cuanto a su convergencia oclusal (6° y 12°).

4.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

El ajuste interno, objeto del presente estudio, es una variable cuantitativa continua que se describe a partir de medidas de centralización y medidas de dispersión. La media o promedio representa la tendencia central de la muestra mientras que la desviación estándar o típica y la varianza indican el grado de agrupación o disgregación de los datos.¹²²⁻¹²⁶

4.2.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO SEGÚN EL CEMENTO (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem)

[N: número de la muestra; DE: desviación estándar; MÁX: valor máximo; MÍN: valor mínimo].

CEMENTO	N	MEDIA	DE	VARIANZA	MEDIANA	MÁX	MÍN
Fortex [®]	20	74,98	54,16	2933,33	75,51	226,60	0,00
Ketac [®] Cem	20	82,47	59,20	3505,17	68,91	276,59	0,59
RelyX [®] Unicem	20	80,88	73,38	5400,04	54,71	319,33	0,32

Tabla 3: Estadísticos descriptivos del ajuste interno por cemento

(Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®]). Valor en μm .

Considerando el cemento utilizado, el estudio revela que, aunque el valor promedio de desajuste interno del grupo del cemento Fortex[®] (74,98 μm), es inferior al

del Ketac[®] Cem (82,47 μm) y RelyX[®] Unicem (80,88 μm), y por tanto presenta mejores valores en cuanto al ajuste, los valores de los tres grupos son próximos (Tabla 3). Por otro lado, aunque la desviación típica en el último grupo es superior a la del primero y el segundo, lo que indica una mayor dispersión de los datos en torno a la media, contando incluso con algún valor atípico, los tres grupos muestran unos resultados similares como puede apreciarse en el diagrama de cajas (“boxplot”) que se muestra a continuación (Fig. 57). La presencia de datos más dispersos en el grupo de probetas con cemento Ketac[®] Cem y RelyX[®] Unicem parece revelar una menor probabilidad respecto al grupo de probetas del cemento Fortex[®], de obtener una estructura cuyo ajuste se aproxime al valor promedio.

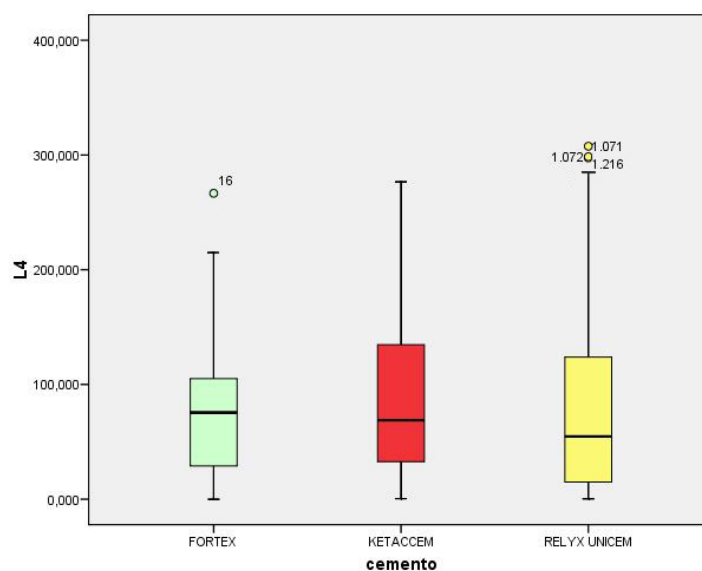


Fig. 57: Diagrama de cajas para el ajuste interno según el cemento. Valor en μm .

4.2.2. ESTUDIO DESCRIPTIVO SEGÚN LA CONVERGENCIA OCLUSAL (6° o 12°)

[N: número de la muestra; DE: desviación estándar; MÁX: valor máximo; MÍN: valor mínimo].

CONVERGENCIA OCLUSAL	N	MEDIA	DE	VARIANZA	MEDIANA	MÁX	MÍN
6°	30	100,49	65,78	4327,27	97,91	319,33	0,42
12°	30	58,40	51,89	2693,47	48,71	269,20	0,00

Tabla 4: Estadísticos descriptivos del ajuste interno por convergencia oclusal (6° o 12°). Valor en μm .

Teniendo en cuenta la convergencia oclusal de los muñones sobre los que han realizado las restauraciones, el estudio revela que, el valor promedio de desajuste interno de los muñones de 6° (100,49 μm) es superior al del grupo de 12° (58,40 μm), por lo que el grupo de muñones con convergencia oclusal de 6° presenta peores valores en cuanto al ajuste que el grupo de 12° (Tabla 4). Por otro lado, la distribución de los datos varía en los dos grupos, siendo la desviación típica superior en el primero, lo que implica una mayor dispersión de los datos en comparación con el segundo grupo, como puede apreciarse en el diagrama de cajas (“boxplot”) correspondiente (Fig. 58).

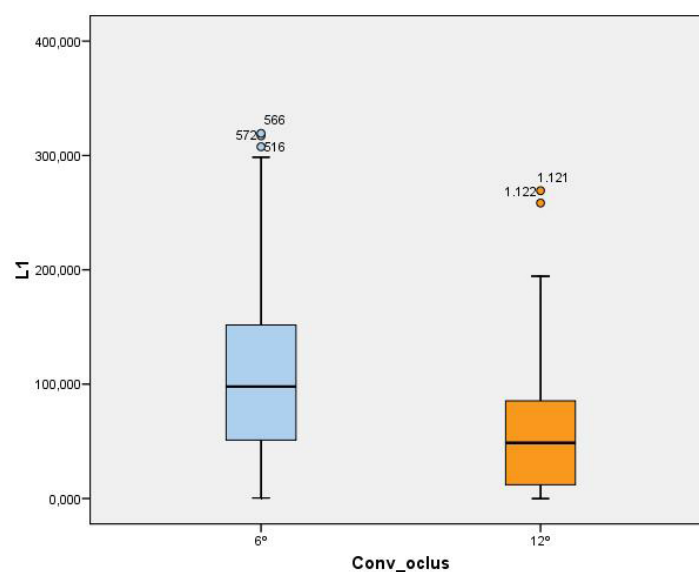


Fig. 58: Diagrama de cajas para el desajuste interno según la convergencia oclusal. Valor en μm .

4.2.3. ESTUDIO DESCRIPTIVO SEGÚN EL CEMENTO (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem) Y LA CONVERGENCIA OCLUSAL (6° o 12°)

[N: número de la muestra; DE: desviación estándar; MÁX: valor máximo; MÍN: valor mínimo].

CEMENTO	N	MEDIA	DE	VARIANZA	MEDIANA	MÁX	MÍN
Fortex [®] y 6°	10	104,63	46,43	2156,39	97,84	266,60	3,86
Fortex [®] y 12°	10	45,33	44,23	1957,04	31,36	214,59	0,00
Ketac [®] Cem y 6°	10	93,92	63,59	4044,00	86,11	276,59	0,42
Ketac [®] Cem y 12°	10	71,01	52,12	2716,50	57,07	269,20	1,30
RelyX [®] Unicem y 6°	10	102,91	82,15	6749,95	98,71	319,33	1,10
RelyX [®] Unicem y 12°	10	58,85	55,65	3097,39	48,56	226,92	0,32

Tabla 5: Estadísticos descriptivos del desajuste interno por cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®]) y convergencia oclusal (6° o 12°).

Valor en μm .

Cuando se observan los resultados de desajuste de los cementos junto con las convergencias oclusales, el estudio revela que, los niveles más elevados se observan en las estructuras de 6° cementadas con Fortex[®] (104,63 μm) seguidas por las estructuras cementadas con RelyX[®] Unicem (102,91 μm) y Ketac[®] Cem (93,93 μm) con la misma convergencia oclusal. Por el contrario, los mejores valores de ajuste se encontraron en los muñones de 12° y con el cemento Fortex[®] (45,33 μm), RelyX[®] Unicem (58,85 μm) y Ketac[®] Cem (71,01 μm) respectivamente (Tabla 5). El diagrama de cajas (“boxplot”) muestra como efectivamente los valores entre los grupos de cemento son similares con la convergencia oclusal de 6° y diferentes con la de 12°. La desviación típica en los seis grupos es similar, con excepción del tercer grupo, indicando una mayor dispersión de los datos en el mismo (Fig. 59).

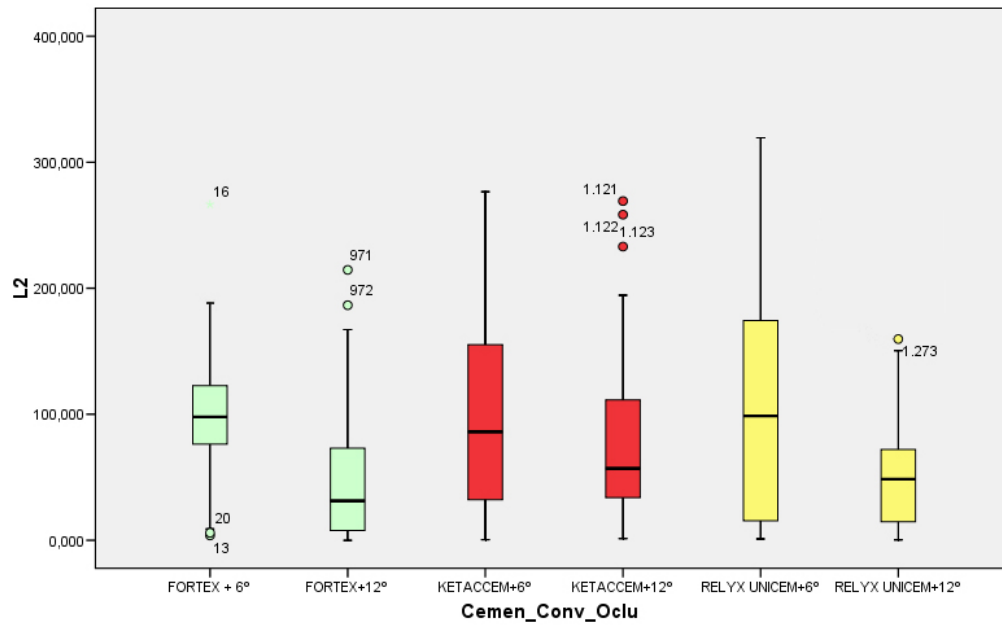


Fig. 59: Diagrama de cajas para el ajuste interno según el cemento y la convergencia oclusal. Valor en µm.

4.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

4.3.1 ANÁLISIS INFERENCIAL POR CEMENTO (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem)

Tras comprobar la normalidad de las muestras mediante el Test Kolmogorov-Smirnov, se empleó el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes para comparar los valores promedio de desajuste interno de las estructuras cementadas con distintos cementos (Fortex[®], Ketac[®] Cem y RelyX[®] Unicem) Este test es una prueba no paramétrica que se aplica con el fin de confrontar una variable en dos o más grupos cuando la distribución de los datos no sigue una tendencia de tipo normal a nivel global.

Si como resultado de este test se obtiene un valor $p < 0,05$ podemos concluir con que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos con un nivel de confianza del 95 %, no obstante no podríamos afirmar lo contrario en caso de que la p no obtuviese ese valor.

La Prueba de Kruskal-Wallis indica en este caso que sin tener en cuenta la convergencia oclusal no existen diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre el desajuste interno obtenido con los cementos Fortex[®], Ketac[®] Cem y RelyX[®] Unicem (Fig. 60).

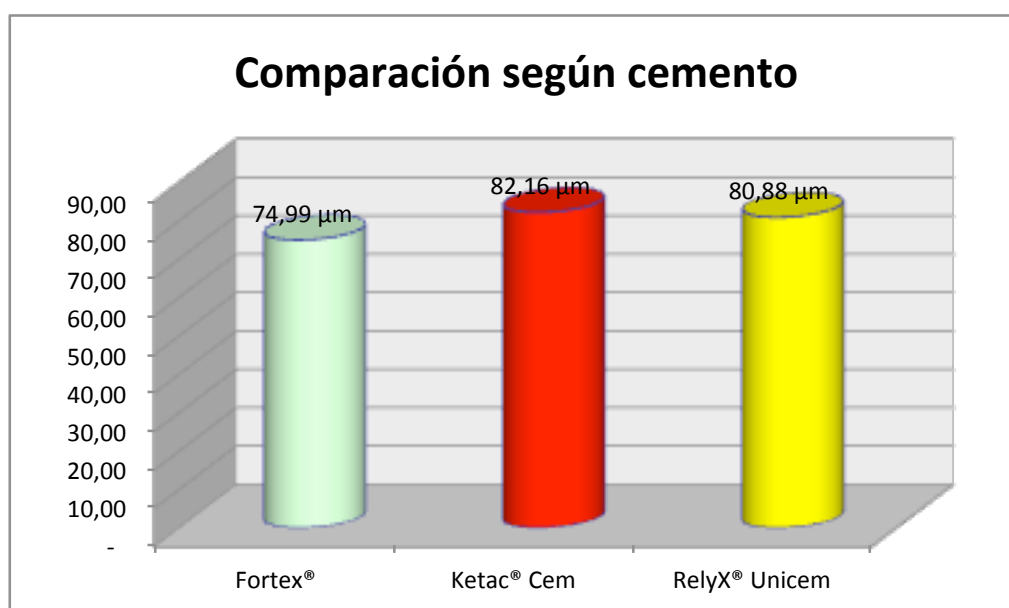


Fig. 60: Valores promedio de desajuste interno de los grupos en función del diseño del muñón.

4.3.2 ANÁLISIS INFERENCIAL POR CONVERGENCIA OCLUSAL (6° o 12°)

Para contrastar los valores promedio de desajuste interno de las estructuras elaboradas sobre muñones con distintos ángulos de convergencia oclusal (6° y 12°) recurrimos al Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes.

Previo a la aplicación de este test, verificamos la normalidad de las muestras mediante el método de Kolmogorov-Smirnov. Seguidamente, la Prueba de Kruskal-Wallis indica que sin tener en cuenta el tipo de cemento existen diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,00$) entre los valores promedio de discrepancia interna observados en el grupo de muñones de 6° de convergencia oclusal y el de 12° de convergencia oclusal, obteniendo un mayor desajuste en el primero (Fig. 61).

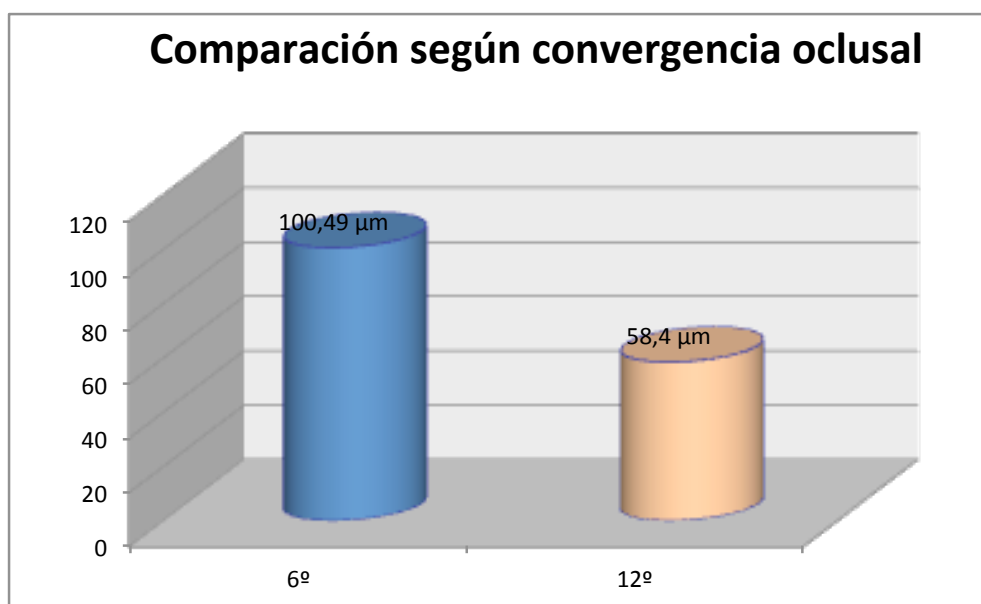


Fig. 61: Valores promedio de desajuste interno de los grupos en función de la convergencia oclusal.

4.3.3 ANÁLISIS INFERENCIAL POR CEMENTO (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem) Y CONVERGENCIA OCLUSAL (6° o 12°)

Al comparar el ajuste interno de las estructuras según el cemento utilizado (Fortex[®], Ketac[®] Cem y RelyX[®] Unicem) dentro de cada diseño protésico (6° y 12°) mediante el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes (tras la aplicación del Test de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la normalidad de las muestras y comprobados los resultados posteriormente mediante Test de Tukey (test a posteriori)) se observa que no existen diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las estructuras con convergencia oclusal de 6° con los diferentes cementos. Sin embargo, si existen diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,00$) en el ajuste interno en muñones de 12° de convergencia oclusal en función del cemento utilizado logrando un mayor desajuste el cemento Ketac[®] Cem seguido del RelyX[®] Unicem y Fortex[®] (Fig. 62).

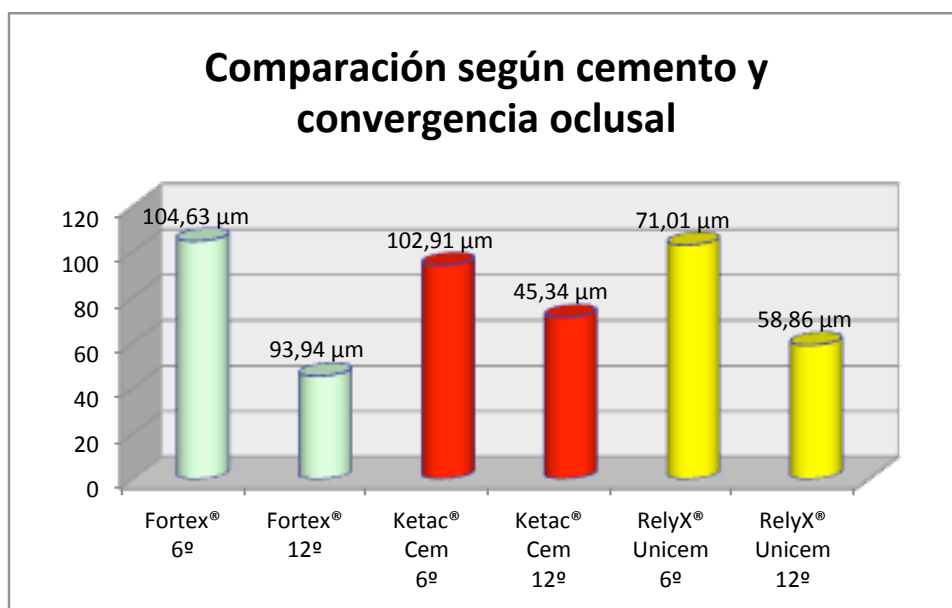


Fig. 61: Valores promedio de desajuste interno de los grupos en función del cemento y de la convergencia oclusal.

5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

Al comparar los resultados del presente trabajo con los de otros investigadores, encontramos gran dificultad por varias razones: Aunque en la actualidad, existen multitud de publicaciones en la literatura científica que analizan el ajuste interno de estructuras de zirconia fabricadas mediante tecnología CAD-CAM para prótesis fija^{1,11,14,16,19,21,65,127-140}, el número de estudios que tienen como objetivo evaluar la influencia del cemento y el diseño de la preparación en el ajuste interno de la restauración es aún limitado.^{37,42-44,141-143}

Además, la metodología que los diferentes estudios siguen durante su desarrollo para cuantificar el desajuste interno, varía enormemente de unos a otros en lo que se refiere al tipo de estructuras y el método o sistema empleado para su fabricación, los materiales utilizados tanto para la restauración como para el muñón, los diseños de las preparaciones, la técnica de fijación o el cemento y la técnica de cementación, el tipo de aparatología y las técnicas de medición incluyendo el número de mediciones y la distribución de las mismas, etc.^{13,61} Estos factores pueden repercutir en los valores de los resultados obtenidos y por tanto, pueden explicar la disparidad de los resultados alcanzados por los estudios, que presentan diferencias incluso en cuanto a la terminología empleada para hacer referencia al concepto de ajuste interno.^{6,3,5}

Teniendo en cuenta lo todo anterior y con la intención de facilitar la realización de la discusión, esta, se ha estructurado por bloques temáticos, cotejando los resultados obtenidos con los de los estudios que más se aproximan en cuanto a su ejecución.

5.1 CEMENTO

Aunque existen algunos estudios de autores que evalúan la influencia del cemento en el ajuste interno de las restauraciones este, lo hacen en su mayoría, para analizar otros factores como la retención, la resistencia a la fractura o el ajuste marginal como los realizados por Palacios y cols.⁸⁵, Son y cols.¹⁴⁴, Shahrbafe y cols.¹⁴⁵, Pilathadka y cols.¹⁴⁶, Martínez-Rus y cols.¹⁴⁷, Quintas y cols.¹⁴⁸ y Yuksel y cols.¹⁴⁹

Únicamente se encuentra un artículo en toda la literatura científica contemporánea dedicado a estudiar el cemento y su influencia en el ajuste interno de estructuras de zirconia fabricadas mediante tecnología CAD-CAM para prótesis fija. Este estudio, realizado por Hmaidouck y cols.¹⁴¹ con el sistema Cerec en el que emplean un cemento de oxifosfato de zinc y un cemento de resina y diferentes grosores de capa de espaciador para el cemento (50 μm y 100 μm), aplicando 49 N sobre la estructura durante el cementado, sin hacer mención a la convergencia oclusal del muñón, con reducción oclusal plana, una altura del muñón sin especificar y línea de terminación en chámfer, utilizando un microscopio estereoscópico. Los autores observan que los valores de desajuste interno obtenidos en el grupo del cemento de resina eran menores que los del oxifosfato de zinc. Estos resultados que contrastan con los obtenidos en el presente estudio en el que no se encuentran diferencias entre los distintos cementos (oxifosfato de zinc, ionómero de vidrio y resina), pueden ser derivados de las diferencias en cuanto al sistema de fabricación, la capa de espaciador establecida, la fuerza aplicada sobre la estructura durante el cementado, la convergencia oclusal, la reducción oclusal o la altura del muñón.

Por otro lado, hay que destacar, que a día de hoy no existe ningún estudio como el experimento presentado, en el que se analice la influencia de manera conjunta entre los cementos y la convergencia oclusal de las preparaciones. Por este motivo, no disponemos de base científica suficiente para discutir los resultados obtenidos en este aspecto y en el que observamos diferencias significativas en cuanto al ajuste interno con los distintos cementos solo en el grupo de muñones de mayor convergencia (12°), siendo el cemento de oxifosfato de zinc el que obtiene mejores resultados, seguido del cemento de resina y del cemento de ionómero de vidrio.

5.2 CONVERGENCIA OCLUSAL

La convergencia oclusal de la preparación y su influencia en el ajuste interno de las restauraciones es otro parámetro muy a tener en cuenta y ha sido estudiado en diferentes situaciones y en función de distintas variables. En esta línea, algunos autores Oyagüe y cols.²⁷ evalúan la influencia del mismo pero lo hacen para analizar el ajuste marginal, por lo que sus resultados una vez más no son comparables con los del presente trabajo

Por otro lado Beuer y cols.³⁷, Mou y cols.⁴², Nakamura y cols.^{43,44}, Lin y cols.¹⁴² y Bindl y cols.¹⁴³ llevan a cabo estudios parecidos al realizado.

Este es el caso de Lin y cols.¹⁴² que ya en 1998, estudiaron cuatro variables en el diseño de la preparación (forma de la reducción oclusal, línea de terminación, contorno de la línea de terminación interproximal y aspectos de retención interproximal) y su impacto sobre el ajuste interno de las restauraciones, aunque sin analizar la convergencia oclusal del muñón, que en todos los casos era de 10°. Esto mismo ocurre con el estudio de Bindl y cols.¹⁴³, en el que se analizaban tres tipos margen o línea de terminación y donde todos los muñones tenían una convergencia oclusal de 6°.

Tradicionalmente, la mayoría de los autores recomendaban niveles de convergencia oclusal entre 4-10°, con el fin de conseguir una mejor retención. Se ha visto que estos resultados son difíciles de conseguir clínicamente, por lo que en la actualidad los autores recomiendan angulaciones de entre 10° y 20° de convergencia oclusal.^{31,33,34,43,45,47} Del mismo modo, se ha descrito una relación entre la convergencia oclusal de la preparación y el ajuste interno de la restauración, de modo que una mayor convergencia conllevaría un mejor ajuste al facilitar el asentamiento de la restauración y el escape del agente cementante.^{34,38} De esta manera, aunque podríamos esperar un menor desajuste interno en las estructuras realizadas sobre los muñones de mayor ángulo de convergencia, por la mayor facilidad de escape del cemento, algunos artículos de la literatura científica apoyan lo contrario.^{42,43}

En esta línea Mou y cols.⁴² con el sistema Cerec determinan grupos de muñones de 6° y 10° de convergencia oclusal y 4 y 6 mm de altura oclusal, reducción oclusal plana y línea de terminación en hombro estableciendo una capa de espaciador para el cemento de 0 µm y empleando una vez más empleando silicona para la técnica de la réplica del espacio del cemento aplicando 29 N sobre la estructura, utilizando un

microscopio estereoscópico. En este experimento, no encuentran diferencias en los valores de desajuste interno entre las diferentes angulaciones del muñón cuando estos son de 6 mm y sí cuando son de 4 mm de altura, consiguiendo mejor ajuste para la convergencia oclusal de 6°.

Por su parte Nakamura y cols.⁴³ también con el sistema Cerec, establecen en su estudio diferentes diseños según la convergencia oclusal de los muñones, siendo estos de 4°, 8° y 12° y diferentes grosores de capa de espaciador para el cemento (10 µm, 30 µm y 50 µm), reducción oclusal plana, y 3 mm de altura y línea de terminación en hombro, y empleando silicona para la técnica de la réplica del espacio del cemento aplicando 20 N sobre la estructura, cuantificando la propia silicona. Los autores demuestran que los muñones de 4° de convergencia oclusal obtienen mejores resultados de ajuste interno independientemente de la capa de espaciador establecida.

Nuevamente Nakamura y cols.⁴⁴ en otro estudio años después con el sistema Decsy plantean convergencias oclusales de 4° y 12° y diferentes grosores de capa de espaciador para el cemento (15 µm y 55 µm), reducción oclusal plana, 3 mm de altura y línea de terminación en hombro, empleando empleando silicona para la técnica de la réplica del espacio del cemento aplicando 20 N sobre la estructura, cuantificando la propia silicona. En esta ocasión, los autores no encuentran diferencias en el ajuste interno entre las diferentes convergencias oclusales.

Los resultados de estos tres estudios contrastan con los del experimento realizado, en el que a mayor grado de convergencia oclusal se obtienen valores menores de desajuste ($12^\circ < 6^\circ$). Estas discrepancias podrían atribuirse una vez más, a las diferencias en el sistema de fabricación, la convergencia oclusal, la reducción oclusal, la altura, la línea de terminación y la capa de espaciador establecida, al hecho de no haber utilizado un agente cementante, a la fuerza aplicada sobre la estructura durante el cementado o al método de medición. Todos estos parámetros, hacen que los resultados puedan ser variar de un estudio a otro, cosa que ocurre incluso entre experimentos que a priori resultan parecidos.

Por otro lado, Beuer y cols.³⁷ con el sistema Cercon y un diseño de su estudio, en líneas generales, muy similar al experimento realizado, con muñones con convergencia oclusal de 4°, 8° y 12°, reducción oclusal anatómica, 5,5 mm de altura y línea de terminación en chámfer, estableciendo una capa de espaciador para el cemento de 20 µm, empleando Ketac[®] Cem como agente cementante, y aplicando 50 N sobre la estructura durante el cementado, y utilizando un microscopio estereoscópico, vieron que

existían diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes preparaciones, logrando unos mejores valores de ajuste interno en los grupos de mayor convergencia oclusal (8 y 12 grados). De esta manera, estos autores coinciden con lo obtenido en el presente experimento, y corroboran la teoría mantenida por otros investigadores de que un aumento en la convergencia oclusal de la preparación podría facilitar el escape del cemento, obteniendo un mejor asentamiento y por tanto un mejor ajuste interno de la restauración.^{27,34,38}

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y dentro de las limitaciones relacionadas con la metodología del presente estudio, se pueden enunciar las siguientes conclusiones:

1. No existen diferencias en el ajuste interno de estructuras de zirconia al utilizar los distintos cementos.
2. Existen diferencias en el ajuste interno de estructuras de zirconia al emplear las distintas convergencias oclusales de la preparación, logrando un mejor ajuste en las de 12°.
3. Existen diferencias en el ajuste interno entre los distintos cementos cuando la convergencia oclusal de la preparación es de 12°, logrando un mejor ajuste con Fortex[®], RelyX[®] y Ketac[®] Cem respectivamente. Sin embargo, no existen diferencias cuando es de 6°.

7. BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Kim JH et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand* 2015;73(2):107-13.
2. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 2015;43(2):201-8.
3. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de Titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
4. Miura S, Inagaki R, Kasahara S, Yoda M. Fit of zirconia all-ceramic crowns with different cervical margin designs, before and after porcelain firing and glazing. *Dent Mater J* 2014;33(4):484-9.
5. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-9.
6. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011;105(2):108-14.
7. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implantabutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-85.
8. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(1):19-26.
9. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
10. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
11. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25(1):94-102.
12. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011;105(4):249-55.

13. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Mater* 2011;27(11):1119-26.
14. Kunii J et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820-6.
15. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent* 2009;34(5):586-92.
16. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):235-40.
17. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Prot Estomatol* 2000;2:225-31.
18. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-74.
19. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD-CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):441-7.
20. Yeo IS, Yang JH, Lee JH. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
21. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):59-64.
22. Holm C, Tidehag P, Tillberg A, Molin M. Vida media y calidad de las prótesis parciales fijas: estudio retrospectivo de restauraciones 30, 20 y 10 años después de su inserción. *Rev Int Prot Estomatol* 2004;6:28-33.
23. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):526-30.
24. Goldin EB, Boyd NW 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucita-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):143-7.
25. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera Allceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17(5):529-35.
26. Cook KT, Fasbinder DJ. Accuracy of CAD/CAM crown fit with infrared and LED cameras. *Int J Comput Dent* 2012;15(4):315-26.

27. Oyagüe RC, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology* 2010;98(2):170-2.
28. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009;22(4):374-7.
29. Piemjai M. Efecto de la fuerza de asentamiento, del diseño marginal y del cementado sobre el sellado marginal y la retención en las coronas metálicas de recubrimiento total. *Rev Int Prot Estomatol* 2002;4:144-8.
30. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):554-9.
31. Chan DC, Wilson AH Jr, Barbe P, Cronin RJ Jr, Chung C, Chung K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. *J Oral Rehabil* 2005;32(1):58-64.
32. Suárez MJ, González P, Pradies G, Lozano JF. Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram. *Rev Int Prot Estomatol* 2003;5:240-4.
33. Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):359-85.
34. Annerstedt AL et al. Axial wall convergence of full veneer crown preparations. *Acta Odontol Scand* 1996;54(2):109-12.
35. Patel PB, Wildgoose DG, Winstanley RB. Comparison of convergence angles achieved in posterior teeth prepared for full veneer crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005;13(3):100-4.
36. Leempoel PJ, Lemmens LM, Snoek PA, van Hof MA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent* 1987;58(4):414-6.
37. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 2009 Mar;40(3):243-50.
38. Al-Omari WM, Al-Wahadni AM. Convergente angle, oclusal reduction, and finish line depth of full-crown preparations made by dental students. *Quintessence Int* 2004;35(4):287-93.
39. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):18-24.
40. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J* 2007;18(3):225-30.

41. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008;17(5):378-83.
42. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):248-55.
43. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):244-48.
44. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005;24(3):456-9.
45. Oyague RC. Ajuste de estructuras coladas para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
46. Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(4):26-37.
47. Sánchez J. Influencia del diseño de la preparación protésica y del método de escaneado en el ajuste marginal de estructuras de cerámicas para prótesis fija [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2007.
48. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* 2009;102(4):253-9.
49. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobaltchromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011;27(4):356-63.
50. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 2000;83(3):362-5.
51. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(6):658-63.
52. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
53. Martínez-Rus, F, Pradíes G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007;12(4):253-63.

-
54. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literatura review. *J Clin Exp Dent* 2014;6(1):66-73.
 55. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? *Nature* 1975;258:703-4.
 56. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-26.
 57. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 2010;38(5):323-30.
 58. Zandparsa R. Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am* 2014;58(1):135-58.
 59. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13.
 60. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(8):772-9.
 61. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):216-27.
 62. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009;102(6):378-84.
 63. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):194-200.
 64. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012;6(2):42-8.
 65. Lee WS, Kim WC, Kim HY, Kim WT, Kim JH. Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions. *J Adv Prosthodont* 2014;6(1):22-9.
 66. Rickman LJ, Satterthwaite JD. Considerations for the selection of a luting cement. *Dent Update* 2010;37(4):247-8, 251-2, 255-6.
 67. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update* 2005;32(5):251-4,257-8,260.

68. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011;56(1):67-76.
69. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health* 2014;6(1):116-20.
70. Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S. Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. *Dent Mater J* 2004;23(4):577-84.
71. Lewinstein I, Chweidan H, Matalon S, Pilo R. Retention and marginal leakage of provisional crowns cemented with provisional cements enriched with chlorhexidine diacetate. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):373-8.
72. Zmener O, Pameijer CH, Hernandez S. Resistance against bacterial leakage of four luting agents used for cementation of complete cast crowns. *Am J Dent* 2014;27(1):51-5.
73. Hilton T, Hilton D, Randall R, Ferracane JL. A clinical comparison of two cements for levels of post-operative sensitivity in a practice-based setting. *Oper Dent* 2004;29(3):241-8.
74. Rosenstiel SF, Rashid RG. Postcementation hypersensitivity: scientific data versus dentists' perceptions. *J Prosthodont* 2003;12(2):73-81.
75. Shetty RM, Bhat S, Mehta D, Srivatsa G, Shetty YB. Comparative analysis of postcementation hypersensitivity with glass ionomer cement and a resin cement: an in vivo study. *J Contemp Dent Pract* 2012;13(3):327-31.
76. Rasimick BJ, Gu S, Deutsch AS, Musikant BL. Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *J Prosthodont* 2007;16(5):357-64.
77. Abdelaziz KM, Al-Qahtani NM, Al-Shehri AS, Abdelmoneam AM. Bonding quality of contemporary dental cements to sandblasted esthetic crown copings. *J Investig Clin Dent* 2012;3(2):142-7.
78. D'Amario M, Campidoglio M, Morresi AL, Luciani L, Marchetti E, Baldi M. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J Oral Sci* 2010;52(3):425-30.
79. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dent Mater* 2010;26(8):786-92.
80. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):18-23.

81. Oyague RC, Sanchez-Turrión A, Lopez-Lozano JF, Montero J, Albaladejo A, Suarez-Garcia MJ. Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology* 2012;100(2):249-53.
82. Akashi AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W, Jr. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent* 2002;4(4):309-15.
83. Vega JM. *Materiales en Odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físicoquímicos*. Madrid: Avances, 1996.
84. Marchan S, Coldero L, WhitingIn, Barclay S. In Vitro Evaluation of the Retention of Zirconia-Based Ceramic Posts Luted with Glass Ionomer and Resin Cements. *Braz Dent J* 2005;16(3):213-7.
85. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):104-14.
86. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):551-8.
87. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
88. Takeuchi K et al. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resinbased luting cements. *Dent Mater J* 2010;29(3):316-23.
89. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 1992;86(6):885-90.
90. Van Nortwick WT, Gettleman L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981;45(4):395-9.
91. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Huget EF. The effects of die relief agent on the retention of full-coverage casting. *J Prosthet Dent* 1983;50(2):207-10.
92. Wilson PR. Crown Behavior during cementation. *J Dent* 1992;20(3):156-62.
93. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, del Río F. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odonto-Estomatol* 1997;9:279-86.
94. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: An in vivo study. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):9-13.

-
95. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, López Lozano JF. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odonto-Estomatol* 1997;5:279-86.
 96. Suárez MJ, Pradíes G, Salido MP, L.Lozano JF. Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal con diferentes cementos. *Rev Int Prótes Estomatol* 2002;3:217-22.
 97. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990;64(6):636-42.
 98. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Evaluación clínica del ajuste marginal de un nuevo sistema cerámico experimental antes y después del cementado. *Rev Int Prot Estomatol* 2004;6:345-50.
 99. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):786-90.
 100. Naert I, Van der Donck A, Bechers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005;32(1):51-7.
 101. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):871-81.
 102. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Barcelona: Quintessence books, 2000.
 103. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: preparations for full veneer crowns. *Br Dent J* 2002;192(10):561-71.
 104. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13(1):35-40.
 105. Parker MH, Gunderson RB, Gardner FM, Calverley MJ. Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form: concept of limiting taper. *J Prosthet Dent* 1988;59(3):281-7.
 106. Parker MH, Malone KH 3rd, Trier AC, Striano TS. Evaluation of resistance form for prepared teeth. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):730-3.
 107. Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. Assesment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. *J Dent* 2005;33(8):633-8.
 108. Nooman JE Jr, Goldfogel MH. Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment. *J Prosthet Dent* 1991;66(5):706-8.

109. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988;60(2):148-51.
110. Etemadi S, Smales RJ, Drummond PW, Googhart JR. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. *J Oral Rehabil* 1999;26(9):691-7.
111. Esser C, Kerschbaum T, Winkelmann V, Krage T, Faber FJ. A comparison of the visual and technical assessment of preparations made by dental students. *Eur J Dent Educ* 2006;10(3):157-61.
112. Parker MH. Resistance form in tooth preparation. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):387-96.
113. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int* 1985;16(3):191-4.
114. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal sealing and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):142-7.
115. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110(6):447-54.
116. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 2004;92(1):1-7.
117. Lava[®] All Ceramic System. Instructions for use. 3M ESPE. St Paul, Minnesota (USA) 2015.
118. Fortex[®]. Instrucciones de uso. Faciden. Sant Esteve D'en Bas, Girona (SPAIN) 2015.
119. Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. Arte y ciencia de los materiales odontológicos. Madrid: Avances, 2003.
120. Ketac[®] Cem. Instructions for use. 3M ESPE. St Paul, Minnesota (USA) 2015.
121. RelyX[®] Unicem. Instructions for use. 3M ESPE. St Paul, Minnesota (USA) 2015.
122. Calatayud J, Martín G. Bioestadística en la investigación odontológica. Madrid: Pues S.L., 2002.
123. Martín A, Luna J. Bioestadística para las ciencias de la salud. Madrid: Norma, 1989.
124. Degroot M. Probabilidad y estadística. Argentina: Addison-Wesley Iberoamericana, 1988.

-
125. Milton S. Estadística para biología y ciencias de la salud. Madrid: Mc Graw-Hill Interamericana, 1994.
 126. Carrasco JL. El método estadístico en la investigación médica. Madrid: Ciencia, 1995.
 127. Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont* 2014;6(4):253-8.
 128. Sachs C1, Groesser J, Stadelmann M, Schweiger J, Erdelt K, Beuer F. Full-arch prostheses from translucent zirconia: accuracy of fit. *Dent Mater* 2014;30(8):817-23.
 129. Almeida e Silva JS1, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2014;18(2):515-23.
 130. Habib SR, Asiri W, Hefne MJ. Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):444-50.
 131. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont* 2014 Sep 14. doi: 10.1111/jopr.12209. [Epub ahead of print]
 132. Büchi DL, Ebler S, Hämmerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence Int* 2014;45(10):837-46.
 133. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res* 2011;55(1):40-3.
 134. Lee JY, Choi SJ, Kim MS, Kim HY, Kim YS, Shin SW. Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):118-25.
 135. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent* 2011;36(1):72-9.
 136. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci* 2013;21(6):575-80.
 137. Beuer F, Korczynski N, Rezac A, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent* 2010;25(2):5-11.

-
138. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(2):25-32.
 139. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 2008;27(3):422-6.
 140. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013;29(2):174-80.
 141. Hmaidouch R, Neumann P, Mueller WD. Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. *Int J Comput Dent* 2011;14(3):219-26.
 142. Lin MT, Sy-Muñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):580-90.
 143. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent* 1999;2(2):97-111.
 144. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent* 2012;40(10):866-72.
 145. Shahrabaf S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater* 2014;30(2):234-41.
 146. Pilathadka S, Slezak R, Vahaloa D, Kudiyirickal MG, Sukumar S. Influence of different luting agents on the marginal discrepancy of Procera Allceram alumina crown copings--an experimental study. *Acta Medica (Hradec Kralove)* 2008;51(1):13-8.
 147. Martínez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *Am J Dent* 2012;25(2):67-72.
 148. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-7.
 149. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011;25(3):261-6.

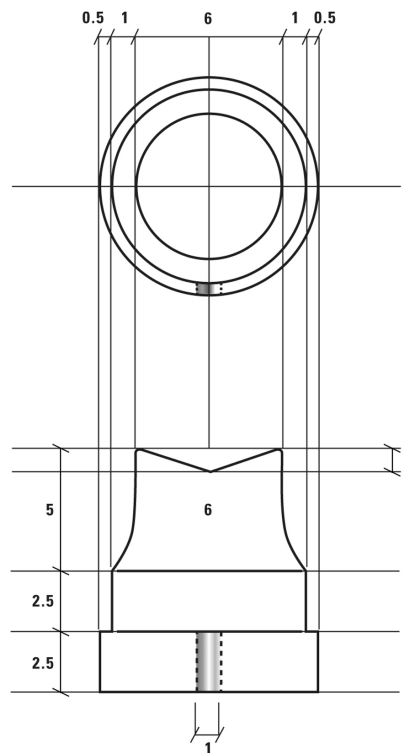
8. APÉNDICE

8. APÉNDICE

8.1. PLANO DE LAS PROBETAS

Los planos de las probetas han sido elaborados en el Gabinete de Delineación de los Talleres de Ayuda a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid, por el delineante D. José Luis Corral.

Muñón.



8.2. TABLA DE RECOGIDA DE DATOS

MEDICIONES REGISTRADAS CON EL MICROSCOPIO ESTEREOSCÓPICO. Ajuste interno en μm

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (μm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (μm)
1	A	Fortex®	1AF	Axial	1	91,864	101	A	Fortex®	5AF	Axial	1	74,459
2	A	Fortex®	1AF	Axial	1	105,586	102	A	Fortex®	5AF	Axial	1	84,828
3	A	Fortex®	1AF	Axial	1	108,269	103	A	Fortex®	5AF	Axial	1	91,742
4	A	Fortex®	1AF	Axial	1	123,733	104	A	Fortex®	5AF	Axial	1	100,340
5	A	Fortex®	1AF	Axial	1	117,738	105	A	Fortex®	5AF	Axial	1	95,152
6	A	Fortex®	1AF	Axial	1	189,185	106	A	Fortex®	5AF	Axial	1	93,806
7	A	Fortex®	1AF	Axial	1	197,084	107	A	Fortex®	5AF	Axial	1	100,698
8	A	Fortex®	1AF	Axial	1	214,347	108	A	Fortex®	5AF	Axial	1	116,524
9	A	Fortex®	1AF	Axial	1	201,119	109	A	Fortex®	5AF	Axial	1	102,289
10	A	Fortex®	1AF	Axial	1	205,860	110	A	Fortex®	5AF	Axial	1	107,746
11	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	86,387	111	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	120,686
12	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	33,771	112	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	110,012
13	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	3,860	113	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	78,432
14	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	19,372	114	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	101,054
15	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	78,624	115	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	136,661
16	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	266,602	116	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	187,620
17	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	174,190	117	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	110,825
18	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	67,554	118	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	62,103
19	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	28,840	119	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	57,081
20	A	Fortex®	1AF	Cusp.	2	5,981	120	A	Fortex®	5AF	Cusp.	2	68,865
21	A	Fortex®	1AF	Fosa	3	125,473	121	A	Fortex®	5AF	Fosa	3	96,075
22	A	Fortex®	1AF	Fosa	3	103,939	122	A	Fortex®	5AF	Fosa	3	96,075
23	A	Fortex®	1AF	Fosa	3	109,579	123	A	Fortex®	5AF	Fosa	3	96,401
24	A	Fortex®	1AF	Fosa	3	87,873	124	A	Fortex®	5AF	Fosa	3	64,024
25	A	Fortex®	1AF	Fosa	3	52,744	125	A	Fortex®	5AF	Fosa	3	43,398
26	A	Fortex®	2AF	Axial	1	67,869	126	A	Fortex®	6AF	Axial	1	78,046
27	A	Fortex®	2AF	Axial	1	82,922	127	A	Fortex®	6AF	Axial	1	81,376
28	A	Fortex®	2AF	Axial	1	87,478	128	A	Fortex®	6AF	Axial	1	103,949
29	A	Fortex®	2AF	Axial	1	95,151	129	A	Fortex®	6AF	Axial	1	102,066
30	A	Fortex®	2AF	Axial	1	89,296	130	A	Fortex®	6AF	Axial	1	91,862
31	A	Fortex®	2AF	Axial	1	55,928	131	A	Fortex®	6AF	Axial	1	192,928
32	A	Fortex®	2AF	Axial	1	53,522	132	A	Fortex®	6AF	Axial	1	206,713
33	A	Fortex®	2AF	Axial	1	76,844	133	A	Fortex®	6AF	Axial	1	227,560
34	A	Fortex®	2AF	Axial	1	62,447	134	A	Fortex®	6AF	Axial	1	204,472
35	A	Fortex®	2AF	Axial	1	63,710	135	A	Fortex®	6AF	Axial	1	215,209
36	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	120,410	136	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	168,760
37	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	110,012	137	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	142,171
38	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	77,022	138	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	82,940
39	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	110,929	139	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	111,416
40	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	141,180	140	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	213,448
41	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	138,093	141	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	229,302
42	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	68,902	142	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	109,630
43	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	37,430	143	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	9,037
44	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	73,673	144	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	51,480
45	A	Fortex®	2AF	Cusp.	2	57,316	145	A	Fortex®	6AF	Cusp.	2	136,725
46	A	Fortex®	2AF	Fosa	3	108,889	146	A	Fortex®	6AF	Fosa	3	245,472
47	A	Fortex®	2AF	Fosa	3	122,715	147	A	Fortex®	6AF	Fosa	3	229,016
48	A	Fortex®	2AF	Fosa	3	136,268	148	A	Fortex®	6AF	Fosa	3	206,029
49	A	Fortex®	2AF	Fosa	3	111,579	149	A	Fortex®	6AF	Fosa	3	54,717
50	A	Fortex®	2AF	Fosa	3	91,287	150	A	Fortex®	6AF	Fosa	3	52,885
51	A	Fortex®	3AF	Axial	1	71,164	151	A	Fortex®	7AF	Axial	1	69,117
52	A	Fortex®	3AF	Axial	1	83,875	152	A	Fortex®	7AF	Axial	1	82,245
53	A	Fortex®	3AF	Axial	1	89,610	153	A	Fortex®	7AF	Axial	1	88,223
54	A	Fortex®	3AF	Axial	1	97,746	154	A	Fortex®	7AF	Axial	1	95,167
55	A	Fortex®	3AF	Axial	1	92,224	155	A	Fortex®	7AF	Axial	1	91,749
56	A	Fortex®	3AF	Axial	1	74,867	156	A	Fortex®	7AF	Axial	1	93,805
57	A	Fortex®	3AF	Axial	1	77,110	157	A	Fortex®	7AF	Axial	1	102,428
58	A	Fortex®	3AF	Axial	1	96,684	158	A	Fortex®	7AF	Axial	1	118,253
59	A	Fortex®	3AF	Axial	1	82,368	159	A	Fortex®	7AF	Axial	1	104,019
60	A	Fortex®	3AF	Axial	1	85,728	160	A	Fortex®	7AF	Axial	1	110,340
61	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	120,548	161	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	99,785
62	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	110,012	162	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	95,570
63	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	77,727	163	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	67,486
64	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	105,991	164	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	57,391
65	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	138,920	165	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	119,342
66	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	162,857	166	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	188,132
67	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	89,864	167	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	104,608
68	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	49,766	168	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	60,889
69	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	65,377	169	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	56,687
70	A	Fortex®	3AF	Cusp.	2	63,090	170	A	Fortex®	7AF	Cusp.	2	80,361
71	A	Fortex®	3AF	Fosa	3	102,482	171	A	Fortex®	7AF	Fosa	3	115,462
72	A	Fortex®	3AF	Fosa	3	109,395	172	A	Fortex®	7AF	Fosa	3	115,438
73	A	Fortex®	3AF	Fosa	3	116,335	173	A	Fortex®	7AF	Fosa	3	116,069
74	A	Fortex®	3AF	Fosa	3	87,802	174	A	Fortex®	7AF	Fosa	3	80,535
75	A	Fortex®	3AF	Fosa	3	67,334	175	A	Fortex®	7AF	Fosa	3	50,357
76	A	Fortex®	4AF	Axial	1	63,774	176	A	Fortex®	8AF	Axial	1	76,253
77	A	Fortex®	4AF	Axial	1	79,662	177	A	Fortex®	8AF	Axial	1	83,102
78	A	Fortex®	4AF	Axial	1	84,703	178	A	Fortex®	8AF	Axial	1	97,846
79	A	Fortex®	4AF	Axial	1	89,993	179	A	Fortex®	8AF	Axial	1	101,203
80	A	Fortex®	4AF	Axial	1	88,346	180	A	Fortex®	8AF	Axial	1	93,507
81	A	Fortex®	4AF	Axial	1	93,805	181	A	Fortex®	8AF	Axial	1	143,367
82	A	Fortex®	4AF	Axial	1	104,158	182	A	Fortex®	8AF	Axial	1	153,705
83	A	Fortex®	4AF	Axial	1	119,983	183	A	Fortex®	8AF	Axial	1	172,042
84	A	Fortex®	4AF	Axial	1	105,749	184	A	Fortex®	8AF	Axial	1	153,381
85	A	Fortex®	4AF	Axial	1	112,934	185	A	Fortex®	8AF	Axial	1	161,477
86	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	78,885	186	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	144,723
87	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	81,127	187	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	126,091
88	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	56,539	188	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	80,686
89	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	13,728	189	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	106,235
90	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	102,023	190	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	175,055
91	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	188,645	191	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	208,461
92	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	98,392	192	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	110,228
93	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	59,675	193	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	35,570
94	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	56,293	194	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	54,281
95	A	Fortex®	4AF	Cusp.	2	91,857	195	A	Fortex®	8AF	Cusp.	2	102,795
96	A	Fortex®	4AF	Fosa	3	134,849	196	A	Fortex®	8AF	Fosa	3	170,773 ¹
97	A	Fortex®	4AF	Fosa	3	134,802	197	A	Fortex®	8AF	Fosa	3	162,545
98	A	Fortex®	4AF	Fosa	3	135,737	198	A	Fortex®	8AF	Fosa	3	151,215
99	A	Fortex®	4AF	Fosa	3	97,046	199	A	Fortex®	8AF	Fosa	3	59,371
100	A	Fortex®	4AF	Fosa	3	57,332	200	A	Fortex®	8AF	Fosa	3	48,133

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
201	A	Fortex®	9AF	Axial	1	83,162	301	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	158,532
202	A	Fortex®	9AF	Axial	1	95,207	302	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	160,257
203	A	Fortex®	9AF	Axial	1	100,006	303	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	165,163
204	A	Fortex®	9AF	Axial	1	112,037	304	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	160,219
205	A	Fortex®	9AF	Axial	1	106,445	305	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	160,378
206	A	Fortex®	9AF	Axial	1	141,495	306	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	22,487
207	A	Fortex®	9AF	Axial	1	148,891	307	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	29,456
208	A	Fortex®	9AF	Axial	1	165,435	308	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	24,216
209	A	Fortex®	9AF	Axial	1	151,704	309	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	20,757
210	A	Fortex®	9AF	Axial	1	156,803	310	A	Ketac Cem®	13AK	Axial	1	17,297
211	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	103,537	311	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	61,351
212	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	71,892	312	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	32,175
213	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	29,786	313	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	13,51
214	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	60,213	314	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	11,603
215	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	107,643	315	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	49,924
216	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	227,111	316	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	45,404
217	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	142,508	317	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	36,694
218	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	64,828	318	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	60,541
219	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	42,961	319	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	70,241
220	A	Fortex®	9AF	Cusp.	2	28,442	320	A	Ketac Cem®	13AK	Cusp.	2	114,804
221	A	Fortex®	9AF	Fosa	3	110,774	321	A	Ketac Cem®	13AK	Fosa	3	127,193
222	A	Fortex®	9AF	Fosa	3	100,007	322	A	Ketac Cem®	13AK	Fosa	3	119,803
223	A	Fortex®	9AF	Fosa	3	102,990	323	A	Ketac Cem®	13AK	Fosa	3	124,734
224	A	Fortex®	9AF	Fosa	3	75,949	324	A	Ketac Cem®	13AK	Fosa	3	134,932
225	A	Fortex®	9AF	Fosa	3	48,063	325	A	Ketac Cem®	13AK	Fosa	3	143,663
226	A	Fortex®	10AF	Axial	1	75,079	326	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	153,189
227	A	Fortex®	10AF	Axial	1	86,534	327	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	157,674
228	A	Fortex®	10AF	Axial	1	94,647	328	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	161,644
229	A	Fortex®	10AF	Axial	1	101,937	329	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	155,046
230	A	Fortex®	10AF	Axial	1	96,257	330	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	156,975
231	A	Fortex®	10AF	Axial	1	119,910	331	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	22,486
232	A	Fortex®	10AF	Axial	1	127,145	332	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	31,186
233	A	Fortex®	10AF	Axial	1	145,297	333	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	25,946
234	A	Fortex®	10AF	Axial	1	129,728	334	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	22,487
235	A	Fortex®	10AF	Axial	1	135,534	335	A	Ketac Cem®	14AK	Axial	1	19,892
236	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	115,969	336	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	40,45
237	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	97,851	337	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	17,733
238	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	59,084	338	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	2,564
239	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	76,259	339	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	11,059
240	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	134,766	340	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	32,604
241	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	199,647	341	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	45,916
242	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	112,127	342	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	30,477
243	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	49,650	343	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	59,328
244	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	54,075	344	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	69,847
245	A	Fortex®	10AF	Cusp.	2	68,608	345	A	Ketac Cem®	14AK	Cusp.	2	126,3
246	A	Fortex®	10AF	Fosa	3	134,472	346	A	Ketac Cem®	14AK	Fosa	3	146,58
247	A	Fortex®	10AF	Fosa	3	130,437	347	A	Ketac Cem®	14AK	Fosa	3	139,166
248	A	Fortex®	10AF	Fosa	3	130,069	348	A	Ketac Cem®	14AK	Fosa	3	144,402
249	A	Fortex®	10AF	Fosa	3	79,877	349	A	Ketac Cem®	14AK	Fosa	3	151,443
250	A	Fortex®	10AF	Fosa	3	56,835	350	A	Ketac Cem®	14AK	Fosa	3	150,638
251	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	167,234	351	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	147,847
252	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	170,636	352	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	155,091
253	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	173,427	353	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	158,125
254	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	171,916	354	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	149,872
255	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	171,671	355	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	153,572
256	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	70,176	356	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	22,486
257	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	77,650	357	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	32,916
258	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	73,128	358	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	27,676
259	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	70,172	359	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	24,217
260	A	Ketac Cem®	11AK	Axial	1	66,354	360	A	Ketac Cem®	15AK	Axial	1	22,486
261	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	44,202	361	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	19,55
262	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	13,946	362	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	3,29
263	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	2,136	363	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	9,383
264	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	1,238	364	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	3,722
265	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	20,905	365	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	15,285
266	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	84,895	366	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	46,428
267	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	68,376	367	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	24,26
268	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	63,627	368	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	58,114
269	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	56,121	369	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	69,453
270	A	Ketac Cem®	11AK	Cusp.	2	74,381	370	A	Ketac Cem®	15AK	Cusp.	2	137,796
271	A	Ketac Cem®	11AK	Fosa	3	141,893	371	A	Ketac Cem®	15AK	Fosa	3	165,967
272	A	Ketac Cem®	11AK	Fosa	3	123,735	372	A	Ketac Cem®	15AK	Fosa	3	158,53
273	A	Ketac Cem®	11AK	Fosa	3	131,323	373	A	Ketac Cem®	15AK	Fosa	3	164,069
274	A	Ketac Cem®	11AK	Fosa	3	146,856	374	A	Ketac Cem®	15AK	Fosa	3	167,954
275	A	Ketac Cem®	11AK	Fosa	3	148,344	375	A	Ketac Cem®	15AK	Fosa	3	157,613
276	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	155,236	376	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	162,118
277	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	159,304	377	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	156,805
278	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	163,031	378	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	177,37
279	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	157,625	379	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	161,945
280	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	157,45	380	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	157,088
281	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	3,548	381	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	121,609
282	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	5,869	382	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	135,472
283	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	4,376	383	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	135,252
284	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	0,836	384	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	122,94
285	A	Ketac Cem®	12AK	Axial	1	3,721	385	A	Ketac Cem®	16AK	Axial	1	124,761
286	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	61,213	386	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	109,425
287	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	32,175	387	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	64,333
288	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	12,805	388	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	18,017
289	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	16,541	389	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	21,966
290	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	52,183	390	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	126,711
291	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	20,64	391	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	87,086
292	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	15,732	392	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	35,499
293	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	48,205	393	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	7,476
294	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	78,537	394	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	64,64
295	A	Ketac Cem®	12AK	Cusp.	2	109,029	395	A	Ketac Cem®	16AK	Cusp.	2	182,664
296	A	Ketac Cem®	12AK	Fosa	3	133,601	396	A	Ketac Cem®	16AK	Fosa	3	276,59
297	A	Ketac Cem®	12AK	Fosa	3	133,123	397	A	Ketac Cem®	16AK	Fosa	3	252,744
298	A	Ketac Cem®	12AK	Fosa	3	144,667	398	A	Ketac Cem®	16AK	Fosa	3	234,362
299	A	Ketac Cem®	12AK	Fosa	3	158,709	399	A	Ketac Cem®	16AK	Fosa	3	125,625
300	A	Ketac Cem®	12AK	Fosa	3	167,615	400	A	Ketac Cem®	16AK	Fosa	3	153,166

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
401	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	151,941	501	A	Rely X®	21AR	Axial	1	22,433
402	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	158,351	502	A	Rely X®	21AR	Axial	1	22,487
403	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	160,899	503	A	Rely X®	21AR	Axial	1	19,466
404	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	155,03	504	A	Rely X®	21AR	Axial	1	21,169
405	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	154,522	505	A	Rely X®	21AR	Axial	1	21,618
406	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	9,391	506	A	Rely X®	21AR	Axial	1	51,149
407	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	7,719	507	A	Rely X®	21AR	Axial	1	52,266
408	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	7,464	508	A	Rely X®	21AR	Axial	1	53,378
409	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	6,086	509	A	Rely X®	21AR	Axial	1	52,874
410	A	Ketac Cem®	17AK	Axial	1	12,738	510	A	Rely X®	21AR	Axial	1	53,130
411	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	61,075	511	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	73,625
412	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	32,175	512	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	59,795
413	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	12,1	513	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	59,722
414	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	21,479	514	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	103,328
415	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	54,442	515	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	143,509
416	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	15,123	516	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	317,148
417	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	17,23	517	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	212,318
418	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	35,869	518	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	125,987
419	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	86,833	519	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	85,808
420	A	Ketac Cem®	17AK	Cusp.	2	103,255	520	A	Rely X®	21AR	Cusp.	2	57,851
421	A	Ketac Cem®	17AK	Fosa	3	140,008	521	A	Rely X®	21AR	Fosa	3	162,792
422	A	Ketac Cem®	17AK	Fosa	3	146,443	522	A	Rely X®	21AR	Fosa	3	178,636
423	A	Ketac Cem®	17AK	Fosa	3	164,601	523	A	Rely X®	21AR	Fosa	3	181,986
424	A	Ketac Cem®	17AK	Fosa	3	182,487	524	A	Rely X®	21AR	Fosa	3	183,170
425	A	Ketac Cem®	17AK	Fosa	3	191,568	525	A	Rely X®	21AR	Fosa	3	189,205
426	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	175,936	526	A	Rely X®	22AR	Axial	1	7,140
427	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	181,014	527	A	Rely X®	22AR	Axial	1	10,202
428	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	181,690	528	A	Rely X®	22AR	Axial	1	6,938
429	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	183,612	529	A	Rely X®	22AR	Axial	1	4,284
430	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	182,964	530	A	Rely X®	22AR	Axial	1	4,468
431	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	117,866	531	A	Rely X®	22AR	Axial	1	3,419
432	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	125,843	532	A	Rely X®	22AR	Axial	1	1,103
433	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	122,039	533	A	Rely X®	22AR	Axial	1	3,213
434	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	119,587	534	A	Rely X®	22AR	Axial	1	1,383
435	A	Ketac Cem®	18AK	Axial	1	115,412	535	A	Rely X®	22AR	Axial	1	1,963
436	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	27,052	536	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	90,499
437	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	1,066	537	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	97,916
438	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	1,782	538	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	106,958
439	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	1,079	539	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	154,044
440	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	4,114	540	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	177,046
441	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	124,385	541	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	228,130
442	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	100,058	542	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	138,712
443	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	65,992	543	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	98,589
444	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	42,000	544	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	116,520
445	A	Ketac Cem®	18AK	Cusp.	2	33,958	545	A	Rely X®	22AR	Cusp.	2	86,725
446	A	Ketac Cem®	18AK	Fosa	3	156,592	546	A	Rely X®	22AR	Fosa	3	160,907
447	A	Ketac Cem®	18AK	Fosa	3	127,667	547	A	Rely X®	22AR	Fosa	3	201,344
448	A	Ketac Cem®	18AK	Fosa	3	137,911	548	A	Rely X®	22AR	Fosa	3	215,264
449	A	Ketac Cem®	18AK	Fosa	3	158,780	549	A	Rely X®	22AR	Fosa	3	218,800
450	A	Ketac Cem®	18AK	Fosa	3	153,025	550	A	Rely X®	22AR	Fosa	3	232,429
451	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	160,325	551	A	Rely X®	23AR	Axial	1	17,317
452	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	158,531	552	A	Rely X®	23AR	Axial	1	8,656
453	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	171,267	553	A	Rely X®	23AR	Axial	1	23,410
454	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	161,082	554	A	Rely X®	23AR	Axial	1	11,199
455	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	158,733	555	A	Rely X®	23AR	Axial	1	7,034
456	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	72,048	556	A	Rely X®	23AR	Axial	1	102,582
457	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	82,464	557	A	Rely X®	23AR	Axial	1	110,088
458	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	79,734	558	A	Rely X®	23AR	Axial	1	115,503
459	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	71,849	559	A	Rely X®	23AR	Axial	1	105,642
460	A	Ketac Cem®	19AK	Axial	1	71,029	560	A	Rely X®	23AR	Axial	1	111,536
461	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	85,388	561	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	138,849
462	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	48,254	562	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	130,074
463	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	15,764	563	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	112,876
464	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	16,785	564	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	154,531
465	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	88,317	565	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	249,315
466	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	66,245	566	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	319,339
467	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	36,096	567	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	179,441
468	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	34,008	568	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	70,196
469	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	67,441	569	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	94,328
470	A	Ketac Cem®	19AK	Cusp.	2	148,734	570	A	Rely X®	23AR	Cusp.	2	166,134
471	A	Ketac Cem®	19AK	Fosa	3	201,892	571	A	Rely X®	23AR	Fosa	3	297,489
472	A	Ketac Cem®	19AK	Fosa	3	186,273	572	A	Rely X®	23AR	Fosa	3	307,645
473	A	Ketac Cem®	19AK	Fosa	3	179,548	573	A	Rely X®	23AR	Fosa	3	285,025
474	A	Ketac Cem®	19AK	Fosa	3	130,278	574	A	Rely X®	23AR	Fosa	3	161,938
475	A	Ketac Cem®	19AK	Fosa	3	148,414	575	A	Rely X®	23AR	Fosa	3	194,027
476	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	159,151	576	A	Rely X®	24AR	Axial	1	10,436
477	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	161,962	577	A	Rely X®	24AR	Axial	1	11,155
478	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	168,068	578	A	Rely X®	24AR	Axial	1	9,071
479	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	161,816	579	A	Rely X®	24AR	Axial	1	6,878
480	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	161,484	580	A	Rely X®	24AR	Axial	1	7,397
481	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	51,344	581	A	Rely X®	24AR	Axial	1	3,480
482	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	58,731	582	A	Rely X®	24AR	Axial	1	2,515
483	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	55,537	583	A	Rely X®	24AR	Axial	1	3,373
484	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	50,992	584	A	Rely X®	24AR	Axial	1	3,462
485	A	Ketac Cem®	20AK	Axial	1	50,410	585	A	Rely X®	24AR	Axial	1	1,945
486	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	56,634	586	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	90,637
487	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	20,014	587	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	97,916
488	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	11,864	588	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	107,663
489	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	0,427	589	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	149,106
490	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	48,029	590	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	174,787
491	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	59,569	591	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	252,894
492	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	40,491	592	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	159,674
493	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	48,089	593	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	110,925
494	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	67,235	594	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	108,225
495	A	Ketac Cem®	20AK	Cusp.	2	114,547	595	A	Rely X®	24AR	Cusp.	2	92,499
496	A	Ketac Cem®	20AK	Fosa	3	165,591	596	A	Rely X®	24AR	Fosa	3	154,500
497	A	Ketac Cem®	20AK	Fosa	3	154,165	597	A	Rely X®	24AR	Fosa	3	188,024
498	A	Ketac Cem®	20AK	Fosa	3	158,402	598	A	Rely X®	24AR	Fosa	3	195,330
499	A	Ketac Cem®	20AK	Fosa	3	150,785	599	A	Rely X®	24AR	Fosa	3	195,023
500	A	Ketac Cem®	20AK	Fosa	3	157,116	600	A	Rely X®	24AR	Fosa	3	208,477

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
601	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	3,046	701	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	15,524
602	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	6,942	702	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	10,382
603	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	4,164	703	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	17,306
604	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	5,875	704	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	10,336
605	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	3,519	705	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	8,680
606	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	3,459	706	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	53,021
607	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	7,532	707	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	57,080
608	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	7,926	708	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	59,985
609	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	6,919	709	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	54,551
610	A	Rely X [®]	25AR	Axial	1	9,262	710	A	Rely X [®]	29AR	Axial	1	57,804
611	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	48,973	711	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	114,812
612	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	69,031	712	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	113,995
613	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	86,475	713	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	110,622
614	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	56,843	714	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	149,350
615	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	137,889	715	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	210,921
616	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	278,682	716	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	298,498
617	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	168,202	717	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	180,038
618	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	120,834	718	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	96,729
619	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	99,140	719	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	97,129
620	A	Rely X [®]	25AR	Cusp.	2	121,267	720	A	Rely X [®]	29AR	Cusp.	2	132,204
621	A	Rely X [®]	25AR	Fosa	3	186,866	721	A	Rely X [®]	29AR	Fosa	3	222,791
622	A	Rely X [®]	25AR	Fosa	3	213,431	722	A	Rely X [®]	29AR	Fosa	3	241,175
623	A	Rely X [®]	25AR	Fosa	3	214,732	723	A	Rely X [®]	29AR	Fosa	3	230,211
624	A	Rely X [®]	25AR	Fosa	3	204,267	724	A	Rely X [®]	29AR	Fosa	3	166,592
625	A	Rely X [®]	25AR	Fosa	3	198,475	725	A	Rely X [®]	29AR	Fosa	3	189,276
626	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	13,731	726	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	14,350
627	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	12,108	727	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	13,814
628	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	11,203	728	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	14,108
629	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	9,473	729	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	11,820
630	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	10,325	730	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	11,430
631	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	3,459	731	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	35,874
632	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	4,072	732	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	37,880
633	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	4,467	733	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	39,592
634	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	3,459	734	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	37,308
635	A	Rely X [®]	26AR	Axial	1	4,073	735	A	Rely X [®]	30AR	Axial	1	38,730
636	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	90,775	736	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	86,058
637	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	97,916	737	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	85,754
638	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	108,369	738	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	89,020
639	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	144,169	739	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	119,374
640	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	172,528	740	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	170,633
641	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	98,274	741	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	289,684
642	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	99,929	742	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	181,938
643	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	123,262	743	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	110,809
644	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	180,636	744	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	96,922
645	A	Rely X [®]	26AR	Cusp.	2	277,657	745	A	Rely X [®]	30AR	Cusp.	2	98,017
646	A	Rely X [®]	26AR	Fosa	3	148,093	746	A	Rely X [®]	30AR	Fosa	3	186,490
647	A	Rely X [®]	26AR	Fosa	3	174,704	747	A	Rely X [®]	30AR	Fosa	3	209,066
648	A	Rely X [®]	26AR	Fosa	3	175,397	748	A	Rely X [®]	30AR	Fosa	3	209,065
649	A	Rely X [®]	26AR	Fosa	3	171,245	749	A	Rely X [®]	30AR	Fosa	3	187,098
650	A	Rely X [®]	26AR	Fosa	3	184,524	750	A	Rely X [®]	30AR	Fosa	3	197,978
651	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	8,389	751	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	10,422
652	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	9,525	752	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	7,987
653	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	7,684	753	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	11,318
654	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	4,299	754	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	11,437
655	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	6,922	755	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	9,028
656	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	3,459	756	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	80,111
657	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	5,802	757	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	90,579
658	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	6,196	758	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	85,055
659	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	5,189	759	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	85,390
660	A	Rely X [®]	27AR	Axial	1	6,667	760	B	Fortex [®]	31BF	Axial	1	87,829
661	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	69,874	761	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	9,705
662	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	83,473	762	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	10,013
663	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	97,422	763	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	4,514
664	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	100,506	764	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	17,644
665	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	155,209	765	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	99,525
666	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	278,169	766	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	79,722
667	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	174,419	767	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	55,533
668	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	122,048	768	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	21,146
669	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	99,535	769	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	32,341
670	A	Rely X [®]	27AR	Cusp.	2	109,770	770	B	Fortex [®]	31BF	Cusp.	2	82,569
671	A	Rely X [®]	27AR	Fosa	3	167,480	771	B	Fortex [®]	31BF	Fosa	3	116,546
672	A	Rely X [®]	27AR	Fosa	3	194,068	772	B	Fortex [®]	31BF	Fosa	3	98,966
673	A	Rely X [®]	27AR	Fosa	3	195,064	773	B	Fortex [®]	31BF	Fosa	3	80,521
674	A	Rely X [®]	27AR	Fosa	3	187,756	774	B	Fortex [®]	31BF	Fosa	3	29,010
675	A	Rely X [®]	27AR	Fosa	3	191,500	775	B	Fortex [®]	31BF	Fosa	3	26,761
676	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	31,136	776	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	8,712
677	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	32,866	777	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	1,733
678	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	27,730	778	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	11,293
679	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	32,866	779	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	7,782
680	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	32,911	780	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	5,274
681	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	98,838	781	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	94,668
682	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	100,459	782	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	107,074
683	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	102,290	783	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	102,349
684	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	102,289	784	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	99,555
685	A	Rely X [®]	28AR	Axial	1	102,187	785	B	Fortex [®]	32BF	Axial	1	104,014
686	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	56,476	786	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	31,375
687	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	21,674	787	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	23,418
688	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	11,076	788	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	6,121
689	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	62,486	789	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	38,047
690	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	114,491	790	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	128,755
691	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	177,255	791	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	79,678
692	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	163,294	792	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	47,463
693	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	128,713	793	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	1,626
694	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	152,394	794	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	28,953
695	A	Rely X [®]	28AR	Cusp.	2	196,811	795	B	Fortex [®]	32BF	Cusp.	2	107,582
696	A	Rely X [®]	28AR	Fosa	3	177,491	796	B	Fortex [®]	32BF	Fosa	3	139,898
697	A	Rely X [®]	28AR	Fosa	3	182,569	797	B	Fortex [®]	32BF	Fosa	3	120,079
698	A	Rely X [®]	28AR	Fosa	3	188,574	798	B	Fortex [®]	32BF	Fosa	3	92,720
699	A	Rely X [®]	28AR	Fosa	3	195,094	799	B	Fortex [®]	32BF	Fosa	3	5,280
700	A	Rely X [®]	28AR	Fosa	3	193,886	800	B	Fortex [®]	32BF	Fosa	3	15,086

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
801	B	Fortex®	338F	Axial	1	11,766	901	B	Fortex®	378F	Axial	1	15,621 ¹
802	B	Fortex®	338F	Axial	1	15,706	902	B	Fortex®	378F	Axial	1	13,838
803	B	Fortex®	338F	Axial	1	15,850	903	B	Fortex®	378F	Axial	1	13,453
804	B	Fortex®	338F	Axial	1	11,429	904	B	Fortex®	378F	Axial	1	18,615
805	B	Fortex®	338F	Axial	1	0,113	905	B	Fortex®	378F	Axial	1	18,212
806	B	Fortex®	338F	Axial	1	45,106	906	B	Fortex®	378F	Axial	1	92,796 ¹
807	B	Fortex®	338F	Axial	1	57,527	907	B	Fortex®	378F	Axial	1	102,260
808	B	Fortex®	338F	Axial	1	50,290	908	B	Fortex®	378F	Axial	1	95,742
809	B	Fortex®	338F	Axial	1	51,924	909	B	Fortex®	378F	Axial	1	97,879
810	B	Fortex®	338F	Axial	1	55,471	910	B	Fortex®	378F	Axial	1	99,339
811	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	2,463	911	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	5,811
812	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	3,546	912	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	2,782
813	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	3,025	913	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	1,778
814	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	0,460	914	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	8,976
815	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	55,723	915	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	61,343
816	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	59,861	916	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	98,328
817	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	35,627	917	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	79,743
818	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	25,731	918	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	30,884
819	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	30,965	919	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	17,633
820	B	Fortex®	338F	Cusp.	2	96,644	920	B	Fortex®	378F	Cusp.	2	33,229
821	B	Fortex®	338F	Fosa	3	103,973	921	B	Fortex®	378F	Fosa	3	79,899
822	B	Fortex®	338F	Fosa	3	92,335	922	B	Fortex®	378F	Fosa	3	57,540
823	B	Fortex®	338F	Fosa	3	77,241	923	B	Fortex®	378F	Fosa	3	44,495
824	B	Fortex®	338F	Fosa	3	42,956	924	B	Fortex®	378F	Fosa	3	21,858
825	B	Fortex®	338F	Fosa	3	24,284	925	B	Fortex®	378F	Fosa	3	15,015
826	B	Fortex®	348F	Axial	1	3,624	926	B	Fortex®	388F	Axial	1	0,329
827	B	Fortex®	348F	Axial	1	2,506	927	B	Fortex®	388F	Axial	1	1,554
828	B	Fortex®	348F	Axial	1	3,057	928	B	Fortex®	388F	Axial	1	0,925
829	B	Fortex®	348F	Axial	1	4,324	929	B	Fortex®	388F	Axial	1	1,729
830	B	Fortex®	348F	Axial	1	3,991	930	B	Fortex®	388F	Axial	1	1,063
831	B	Fortex®	348F	Axial	1	26,167	931	B	Fortex®	388F	Axial	1	7,228
832	B	Fortex®	348F	Axial	1	30,479	932	B	Fortex®	388F	Axial	1	6,891
833	B	Fortex®	348F	Axial	1	26,991	933	B	Fortex®	388F	Axial	1	7,151
834	B	Fortex®	348F	Axial	1	28,542	934	B	Fortex®	388F	Axial	1	8,621
835	B	Fortex®	348F	Axial	1	28,264	935	B	Fortex®	388F	Axial	1	6,246
836	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	7,201	936	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	7,063
837	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	7,339	937	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	7,339
838	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	3,163	938	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	2,457
839	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	37,803	939	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	42,741
840	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	92,621	940	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	94,880
841	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	34,074	941	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	9,310
842	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	27,099	942	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	6,137
843	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	15,822	943	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	3,486
844	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	40,050	944	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	48,345
845	B	Fortex®	348F	Cusp.	2	67,877	945	B	Fortex®	388F	Cusp.	2	62,103
846	B	Fortex®	348F	Fosa	3	71,607	946	B	Fortex®	388F	Fosa	3	78,014
847	B	Fortex®	348F	Fosa	3	66,928	947	B	Fortex®	388F	Fosa	3	80,248
848	B	Fortex®	348F	Fosa	3	57,840	948	B	Fortex®	388F	Fosa	3	77,773
849	B	Fortex®	348F	Fosa	3	33,711	949	B	Fortex®	388F	Fosa	3	57,489
850	B	Fortex®	348F	Fosa	3	34,287	950	B	Fortex®	388F	Fosa	3	58,239
851	B	Fortex®	358F	Axial	1	6,919	951	B	Fortex®	398F	Axial	1	10,506
852	B	Fortex®	358F	Axial	1	3,459	952	B	Fortex®	398F	Axial	1	0,007
853	B	Fortex®	358F	Axial	1	5,189	953	B	Fortex®	398F	Axial	1	17,396
854	B	Fortex®	358F	Axial	1	6,919	954	B	Fortex®	398F	Axial	1	8,645
855	B	Fortex®	358F	Axial	1	6,919	955	B	Fortex®	398F	Axial	1	3,629
856	B	Fortex®	358F	Axial	1	45,106	956	B	Fortex®	398F	Axial	1	144,229
857	B	Fortex®	358F	Axial	1	54,067	957	B	Fortex®	398F	Axial	1	160,082
858	B	Fortex®	358F	Axial	1	46,831	958	B	Fortex®	398F	Axial	1	157,867
859	B	Fortex®	358F	Axial	1	48,464	959	B	Fortex®	398F	Axial	1	150,647
860	B	Fortex®	358F	Axial	1	50,282	960	B	Fortex®	398F	Axial	1	157,745
861	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	7,339	961	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	55,412
862	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	7,339	962	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	39,497
863	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	3,868	963	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	8,375
864	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	32,865	964	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	43,228
865	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	90,362	965	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	167,149
866	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	58,837	966	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	100,519
867	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	48,061	967	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	46,866
868	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	28,158	968	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	2,907
869	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	31,754	969	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	26,153
870	B	Fortex®	358F	Cusp.	2	73,652	970	B	Fortex®	398F	Cusp.	2	141,512
871	B	Fortex®	358F	Fosa	3	65,200	971	B	Fortex®	398F	Fosa	3	214,596
872	B	Fortex®	358F	Fosa	3	53,608	972	B	Fortex®	398F	Fosa	3	186,549
873	B	Fortex®	358F	Fosa	3	37,906	973	B	Fortex®	398F	Fosa	3	147,534
874	B	Fortex®	358F	Fosa	3	9,934	974	B	Fortex®	398F	Fosa	3	0,627
875	B	Fortex®	358F	Fosa	3	10,334	975	B	Fortex®	398F	Fosa	3	19,837
876	B	Fortex®	368F	Axial	1	24,324	976	B	Fortex®	408F	Axial	1	1,577
877	B	Fortex®	368F	Axial	1	24,217	977	B	Fortex®	408F	Axial	1	0,877
878	B	Fortex®	368F	Axial	1	21,716	978	B	Fortex®	408F	Axial	1	1,670
879	B	Fortex®	368F	Axial	1	30,311	979	B	Fortex®	408F	Axial	1	1,745
880	B	Fortex®	368F	Axial	1	29,505	980	B	Fortex®	408F	Axial	1	3,516
881	B	Fortex®	368F	Axial	1	140,485	981	B	Fortex®	408F	Axial	1	45,106
882	B	Fortex®	368F	Axial	1	150,454	982	B	Fortex®	408F	Axial	1	55,797
883	B	Fortex®	368F	Axial	1	144,654	983	B	Fortex®	408F	Axial	1	48,561
884	B	Fortex®	368F	Axial	1	147,293	984	B	Fortex®	408F	Axial	1	50,194
885	B	Fortex®	368F	Axial	1	148,396	985	B	Fortex®	408F	Axial	1	52,876
886	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	2,960	986	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	3,562
887	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	1,903	987	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	3,104
888	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	1,425	988	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	3,079
889	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	1,817	989	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	2,797
890	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	32,324	990	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	73,042
891	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	137,819 ¹	991	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	59,349
892	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	111,426	992	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	41,844
893	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	33,609	993	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	26,945
894	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	3,513	994	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	31,360
895	B	Fortex®	368F	Cusp.	2	8,194	995	B	Fortex®	408F	Cusp.	2	85,148
896	B	Fortex®	368F	Fosa	3	94,598	996	B	Fortex®	408F	Fosa	3	84,586 ¹
897	B	Fortex®	368F	Fosa	3	61,472	997	B	Fortex®	408F	Fosa	3	72,972
898	B	Fortex®	368F	Fosa	3	51,084	998	B	Fortex®	408F	Fosa	3	57,574
899	B	Fortex®	368F	Fosa	3	33,783	999	B	Fortex®	408F	Fosa	3	26,445
900	B	Fortex®	368F	Fosa	3	19,696	1000	B	Fortex®	408F	Fosa	3	17,309

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
1001	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	54,067	1101	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	57,654
1002	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	57,317	1102	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	53,865
1003	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	55,595	1103	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	67,802
1004	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	50,282	1104	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	52,008
1005	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	48,464	1105	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	45,173
1006	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	3,460	1106	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	102,582
1007	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	3,459	1107	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	109,475
1008	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	5,189	1108	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	116,225
1009	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	5,189	1109	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	107,372
1010	B	Ketac Cem®	41BK	Axial	1	1,730	1110	B	Ketac Cem®	45BK	Axial	1	109,193
1011	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	117,674	1111	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	165,747
1012	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	92,909	1112	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	125,067
1013	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	74,700	1113	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	79,208
1014	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	111,418	1114	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	121,781
1015	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	109,098	1115	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	185,885
1016	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	3,868	1116	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	45,550
1017	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	14,880	1117	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	13,685
1018	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	11,076	1118	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	1,990
1019	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	40,233	1119	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	34,631
1020	B	Ketac Cem®	41BK	Cusp.	2	68,012	1120	B	Ketac Cem®	45BK	Cusp.	2	135,872
1021	B	Ketac Cem®	41BK	Fosa	3	119,803	1121	B	Ketac Cem®	45BK	Fosa	3	269,200
1022	B	Ketac Cem®	41BK	Fosa	3	125,463	1122	B	Ketac Cem®	45BK	Fosa	3	258,404
1023	B	Ketac Cem®	41BK	Fosa	3	123,408	1123	B	Ketac Cem®	45BK	Fosa	3	233,035
1024	B	Ketac Cem®	41BK	Fosa	3	107,258	1124	B	Ketac Cem®	45BK	Fosa	3	97,951
1025	B	Ketac Cem®	41BK	Fosa	3	112,553	1125	B	Ketac Cem®	45BK	Fosa	3	122,056
1026	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	47,477	1126	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	62,770
1027	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	55,411	1127	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	67,696
1028	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	51,330	1128	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	63,858
1029	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	45,093	1129	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	61,978
1030	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	42,607	1130	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	59,757
1031	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	2,418	1131	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	51,149
1032	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	1,716	1132	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	51,653
1033	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	2,491	1133	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	54,101
1034	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	2,654	1134	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	54,604
1035	B	Ketac Cem®	42BK	Axial	1	1,306	1135	B	Ketac Cem®	46BK	Axial	1	50,787
1036	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	117,398	1136	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	100,524
1037	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	92,909	1137	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	54,788
1038	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	73,290	1138	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	26,054
1039	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	121,294	1139	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	70,577
1040	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	113,616	1140	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	80,079
1041	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	1,659	1141	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	43,359
1042	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	4,044	1142	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	46,562
1043	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	3,597	1143	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	13,801
1044	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	56,824	1144	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	26,112
1045	B	Ketac Cem®	42BK	Cusp.	2	56,464	1145	B	Ketac Cem®	46BK	Cusp.	2	27,590
1046	B	Ketac Cem®	42BK	Fosa	3	132,617	1146	B	Ketac Cem®	46BK	Fosa	3	134,502
1047	B	Ketac Cem®	42BK	Fosa	3	152,103	1147	B	Ketac Cem®	46BK	Fosa	3	129,395
1048	B	Ketac Cem®	42BK	Fosa	3	163,275	1148	B	Ketac Cem®	46BK	Fosa	3	129,996
1049	B	Ketac Cem®	42BK	Fosa	3	154,813	1149	B	Ketac Cem®	46BK	Fosa	3	119,183
1050	B	Ketac Cem®	42BK	Fosa	3	160,458	1150	B	Ketac Cem®	46BK	Fosa	3	117,234
1051	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	71,472	1151	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	48,725
1052	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	78,075	1152	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	54,734
1053	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	72,122	1153	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	52,076
1054	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	73,674	1154	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	45,108
1055	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	71,050	1155	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	45,061
1056	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	98,839	1156	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	3,460
1057	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	99,846	1157	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	5,189
1058	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	103,012	1158	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	6,919
1059	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	104,019	1159	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	6,919
1060	B	Ketac Cem®	43BK	Axial	1	99,844	1160	B	Ketac Cem®	47BK	Axial	1	4,324
1061	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	83,375	1161	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	96,773
1062	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	16,667	1162	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	78,466
1063	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	2,592	1163	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	63,754
1064	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	29,736	1164	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	67,755
1065	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	51,061	1165	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	91,779
1066	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	82,849	1166	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	4,380
1067	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	78,245	1167	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	8,663
1068	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	16,527	1168	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	9,862
1069	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	11,991	1169	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	39,839
1070	B	Ketac Cem®	43BK	Cusp.	2	6,833	1170	B	Ketac Cem®	47BK	Cusp.	2	79,509
1071	B	Ketac Cem®	43BK	Fosa	3	149,202	1171	B	Ketac Cem®	47BK	Fosa	3	139,190
1072	B	Ketac Cem®	43BK	Fosa	3	133,327	1172	B	Ketac Cem®	47BK	Fosa	3	144,827
1073	B	Ketac Cem®	43BK	Fosa	3	136,585	1173	B	Ketac Cem®	47BK	Fosa	3	143,075
1074	B	Ketac Cem®	43BK	Fosa	3	131,107	1174	B	Ketac Cem®	47BK	Fosa	3	123,769
1075	B	Ketac Cem®	43BK	Fosa	3	121,915	1175	B	Ketac Cem®	47BK	Fosa	3	119,528
1076	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	43,382	1176	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	50,772
1077	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	52,151	1177	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	56,364
1078	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	48,556	1178	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	53,463
1079	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	39,934	1179	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	47,687
1080	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	41,658	1180	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	45,536
1081	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	3,459	1181	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	3,479
1082	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	6,919	1182	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	4,128
1083	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	8,648	1183	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	3,651
1084	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	8,649	1184	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	3,732
1085	B	Ketac Cem®	44BK	Axial	1	6,919	1185	B	Ketac Cem®	48BK	Axial	1	2,288
1086	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	75,872	1186	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	117,536
1087	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	64,024	1187	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	92,909
1088	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	52,807	1188	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	73,995
1089	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	24,093	1189	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	116,356
1090	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	74,460	1190	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	111,357
1091	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	4,892	1191	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	2,896
1092	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	2,446	1192	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	2,082
1093	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	8,649	1193	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	15,261
1094	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	39,444	1194	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	48,528
1095	B	Ketac Cem®	44BK	Cusp.	2	91,005	1195	B	Ketac Cem®	48BK	Cusp.	2	62,238
1096	B	Ketac Cem®	44BK	Fosa	3	158,576	1196	B	Ketac Cem®	48BK	Fosa	3	126,210
1097	B	Ketac Cem®	44BK	Fosa	3	164,190	1197	B	Ketac Cem®	48BK	Fosa	3	138,783
1098	B	Ketac Cem®	44BK	Fosa	3	162,743	1198	B	Ketac Cem®	48BK	Fosa	3	143,341
1099	B	Ketac Cem®	44BK	Fosa	3	140,280	1199	B	Ketac Cem®	48BK	Fosa	3	131,036
1100	B	Ketac Cem®	44BK	Fosa	3	126,503	1200	B	Ketac Cem®	48BK	Fosa	3	136,506

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)	Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
1201	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	49,218	1301	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	52,008
1202	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	53,120	1302	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	53,734
1203	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	52,650	1303	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	48,556
1204	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	46,691	1304	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	50,282
1205	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	44,612	1305	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	50,281
1206	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	32,187	1306	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	3,459
1207	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	33,885	1307	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	1,730
1208	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	36,094	1308	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	1,730
1209	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	34,942	1309	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	3,459
1210	B	Ketac Cem [®]	498K	Axial	1	33,185	1310	B	Rely X [®]	53BR	Axial	1	1,730
1211	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	101,661	1311	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	44,337
1212	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	72,673	1312	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	29,406
1213	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	49,817	1313	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	4,893
1214	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	77,961	1314	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	35,666
1215	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	96,483	1315	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	69,385
1216	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	21,416	1316	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	50,873
1217	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	18,489	1317	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	29,766
1218	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	8,422	1318	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	41,261
1219	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	33,503	1319	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	64,281
1220	B	Ketac Cem [®]	498K	Cusp.	2	60,980	1320	B	Rely X [®]	53BR	Cusp.	2	104,889
1221	B	Ketac Cem [®]	498K	Fosa	3	142,380	1321	B	Rely X [®]	53BR	Fosa	3	179,365
1222	B	Ketac Cem [®]	498K	Fosa	3	143,843	1322	B	Rely X [®]	53BR	Fosa	3	176,427
1223	B	Ketac Cem [®]	498K	Fosa	3	141,368	1323	B	Rely X [®]	53BR	Fosa	3	150,528
1224	B	Ketac Cem [®]	498K	Fosa	3	110,800	1324	B	Rely X [®]	53BR	Fosa	3	175,212
1225	B	Ketac Cem [®]	498K	Fosa	3	113,406	1325	B	Rely X [®]	53BR	Fosa	3	182,137
1226	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	55,860	1326	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	47,365
1227	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	55,591	1327	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	49,896
1228	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	61,698	1328	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	46,315
1229	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	51,145	1329	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	46,691
1230	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	46,819	1330	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	46,248
1231	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	53,021	1331	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	32,186
1232	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	56,467	1332	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	32,621
1233	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	60,707	1333	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	33,465
1234	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	56,281	1334	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	33,677
1235	B	Ketac Cem [®]	508K	Axial	1	55,462	1335	B	Rely X [®]	54BR	Axial	1	33,185
1236	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	141,711	1336	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	3,562
1237	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	108,988	1337	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	11,450
1238	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	76,954	1338	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	3,280
1239	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	116,599	1339	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	21,986
1240	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	147,491	1340	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	26,806
1241	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	24,709	1341	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	22,229
1242	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	14,282	1342	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	35,422
1243	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	3,457	1343	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	51,239
1244	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	37,432	1344	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	43,080
1245	B	Ketac Cem [®]	508K	Cusp.	2	101,942	1345	B	Rely X [®]	54BR	Cusp.	2	26,557
1246	B	Ketac Cem [®]	508K	Fosa	3	194,501	1346	B	Rely X [®]	54BR	Fosa	3	71,692
1247	B	Ketac Cem [®]	508K	Fosa	3	191,934	1347	B	Rely X [®]	54BR	Fosa	3	88,779
1248	B	Ketac Cem [®]	508K	Fosa	3	178,222	1348	B	Rely X [®]	54BR	Fosa	3	124,701
1249	B	Ketac Cem [®]	508K	Fosa	3	102,605	1349	B	Rely X [®]	54BR	Fosa	3	175,695
1250	B	Ketac Cem [®]	508K	Fosa	3	117,305	1350	B	Rely X [®]	54BR	Fosa	3	170,892
1251	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	53,801	1351	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	69,413
1252	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	52,008	1352	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	74,492
1253	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	54,660	1353	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	65,083
1254	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	51,145	1354	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	73,675
1255	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	48,636	1355	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	72,867
1256	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	53,020	1356	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	98,838
1257	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	54,738	1357	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	98,117
1258	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	57,248	1358	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	99,553
1259	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	54,550	1359	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	102,289
1260	B	Rely X [®]	51BR	Axial	1	55,462	1360	B	Rely X [®]	55BR	Axial	1	99,844
1261	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	25,770	1361	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	2,563
1262	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	19,538	1362	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	1,782
1263	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	3,984	1363	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	0,562
1264	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	49,518	1364	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	1,345
1265	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	67,800	1365	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	3,631
1266	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	25,734	1366	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	83,875
1267	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	35,065	1367	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	99,031
1268	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	42,852	1368	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	74,836
1269	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	48,072	1369	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	22,632
1270	B	Rely X [®]	51BR	Cusp.	2	63,693	1370	B	Rely X [®]	55BR	Cusp.	2	1,080
1271	B	Rely X [®]	51BR	Fosa	3	115,959	1371	B	Rely X [®]	55BR	Fosa	3	70,660
1272	B	Rely X [®]	51BR	Fosa	3	130,751	1372	B	Rely X [®]	55BR	Fosa	3	72,145
1273	B	Rely X [®]	51BR	Fosa	3	159,703	1373	B	Rely X [®]	55BR	Fosa	3	118,067
1274	B	Rely X [®]	51BR	Fosa	3	174,709	1374	B	Rely X [®]	55BR	Fosa	3	203,214
1275	B	Rely X [®]	51BR	Fosa	3	181,179	1375	B	Rely X [®]	55BR	Fosa	3	185,789
1276	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	46,676	1376	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	60,710
1277	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	51,151	1377	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	64,113
1278	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	45,037	1378	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	56,820
1279	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	45,108	1379	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	61,978
1280	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	46,878	1380	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	61,574
1281	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	3,459	1381	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	51,149
1282	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	3,460	1382	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	49,923
1283	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	3,460	1383	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	50,642
1284	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	5,189	1384	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	52,874
1285	B	Rely X [®]	52BR	Axial	1	4,325	1385	B	Rely X [®]	56BR	Axial	1	50,787
1286	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	2,164	1386	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	3,413
1287	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	4,983	1387	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	1,662
1288	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	4,216	1388	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	1,916
1289	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	0,674	1389	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	3,496
1290	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	12,087	1390	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	0,387
1291	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	5,405	1391	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	44,384
1292	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	29,449	1392	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	67,348
1293	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	68,171	1393	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	72,110
1294	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	50,479	1394	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	36,752
1295	B	Rely X [®]	52BR	Cusp.	2	41,263	1395	B	Rely X [®]	56BR	Cusp.	2	4,657
1296	B	Rely X [®]	52BR	Fosa	3	60,648	1396	B	Rely X [®]	56BR	Fosa	3	55,960 ¹
1297	B	Rely X [®]	52BR	Fosa	3	83,644	1397	B	Rely X [®]	56BR	Fosa	3	68,213
1298	B	Rely X [®]	52BR	Fosa	3	124,557	1398	B	Rely X [®]	56BR	Fosa	3	111,478
1299	B	Rely X [®]	52BR	Fosa	3	195,876	1399	B	Rely X [®]	56BR	Fosa	3	191,289
1300	B	Rely X [®]											

Medida #	Angulación	Cemento	Muestra #	Grupo	Grupo SPSS	Longitud de línea (µm)
1401	B	Rely X*	57BR	Axial	1	45,418
1402	B	Rely X*	57BR	Axial	1	51,828
1403	B	Rely X*	57BR	Axial	1	44,292
1404	B	Rely X*	57BR	Axial	1	45,093
1405	B	Rely X*	57BR	Axial	1	44,425
1406	B	Rely X*	57BR	Axial	1	2,419
1407	B	Rely X*	57BR	Axial	1	1,445
1408	B	Rely X*	57BR	Axial	1	1,950
1409	B	Rely X*	57BR	Axial	1	2,384
1410	B	Rely X*	57BR	Axial	1	1,306
1411	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	1,460
1412	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	3,459
1413	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	0,320
1414	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	54,213
1415	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	33,925
1416	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	1,634
1417	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	15,258
1418	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	44,712
1419	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	67,464
1420	B	Rely X*	57BR	Cusp.	2	18,217
1421	B	Rely X*	57BR	Fosa	3	54,075
1422	B	Rely X*	57BR	Fosa	3	90,921
1423	B	Rely X*	57BR	Fosa	3	144,756
1424	B	Rely X*	57BR	Fosa	3	226,920
1425	B	Rely X*	57BR	Fosa	3	224,332
1426	B	Rely X*	58BR	Axial	1	41,323
1427	B	Rely X*	58BR	Axial	1	48,568
1428	B	Rely X*	58BR	Axial	1	41,518
1429	B	Rely X*	58BR	Axial	1	39,934
1430	B	Rely X*	58BR	Axial	1	43,475
1431	B	Rely X*	58BR	Axial	1	3,459
1432	B	Rely X*	58BR	Axial	1	5,190
1433	B	Rely X*	58BR	Axial	1	5,190
1434	B	Rely X*	58BR	Axial	1	6,919
1435	B	Rely X*	58BR	Axial	1	6,919
1436	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	1,065
1437	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	2,426
1438	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	2,163
1439	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	0,988
1440	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	15,232
1441	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	5,918
1442	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	23,232
1443	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	66,957
1444	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	50,084
1445	B	Rely X*	58BR	Cusp.	2	52,759
1446	B	Rely X*	58BR	Fosa	3	80,035
1447	B	Rely X*	58BR	Fosa	3	103,008
1448	B	Rely X*	58BR	Fosa	3	144,224
1449	B	Rely X*	58BR	Fosa	3	212,387
1450	B	Rely X*	58BR	Fosa	3	190,377
1451	B	Rely X*	59BR	Axial	1	55,594
1452	B	Rely X*	59BR	Axial	1	50,282
1453	B	Rely X*	59BR	Axial	1	60,763
1454	B	Rely X*	59BR	Axial	1	52,008
1455	B	Rely X*	59BR	Axial	1	46,991
1456	B	Rely X*	59BR	Axial	1	102,582
1457	B	Rely X*	59BR	Axial	1	107,745
1458	B	Rely X*	59BR	Axial	1	112,766
1459	B	Rely X*	59BR	Axial	1	105,642
1460	B	Rely X*	59BR	Axial	1	109,194
1461	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	49,804
1462	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	35,617
1463	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	6,237
1464	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	54,700
1465	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	106,193
1466	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	46,575
1467	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	34,465
1468	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	16,318
1469	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	45,272
1470	B	Rely X*	59BR	Cusp.	2	97,620
1471	B	Rely X*	59BR	Fosa	3	190,658
1472	B	Rely X*	59BR	Fosa	3	197,222
1473	B	Rely X*	59BR	Fosa	3	214,517
1474	B	Rely X*	59BR	Fosa	3	170,053
1475	B	Rely X*	59BR	Fosa	3	185,930
1476	B	Rely X*	60BR	Axial	1	48,713
1477	B	Rely X*	60BR	Axial	1	52,781
1478	B	Rely X*	60BR	Axial	1	46,424
1479	B	Rely X*	60BR	Axial	1	47,687
1480	B	Rely X*	60BR	Axial	1	47,353
1481	B	Rely X*	60BR	Axial	1	3,480
1482	B	Rely X*	60BR	Axial	1	3,858
1483	B	Rely X*	60BR	Axial	1	2,110
1484	B	Rely X*	60BR	Axial	1	3,462
1485	B	Rely X*	60BR	Axial	1	2,288
1486	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	1,598
1487	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	3,459
1488	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	1,025
1489	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	49,275
1490	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	31,665
1491	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	3,870
1492	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	14,704
1493	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	57,048
1494	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	59,169
1495	B	Rely X*	60BR	Cusp.	2	23,992
1496	B	Rely X*	60BR	Fosa	3	47,668
1497	B	Rely X*	60BR	Fosa	3	77,601
1498	B	Rely X*	60BR	Fosa	3	124,822
1499	B	Rely X*	60BR	Fosa	3	203,142
1500	B	Rely X*	60BR	Fosa	3	200,380

8.3. PRUEBAS ESTADÍSTICAS

8.3.1 Pruebas estadísticas según cemento

Test de Kolmogorov-Smirnov: grupos según cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem)

Descriptivos

L4

cemento			Estadístico	Error tip.
FORTEX	Media		74,98714	2,422120
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	70,22833	
		Límite superior	79,74595	
	Media recortada al 5%		71,63230	
	Mediana		75,51400	
	Varianza		2933,333	
	Desv. tip.		54,160252	
	Mínimo		,007	
	Máximo		266,602	
	Rango		266,595	
	Amplitud intercuartil		76,374	
	Asimetría		,642	,109
	Curtosis		,167	,218
KETACCEM	Media		82,47438	2,647706
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	77,27235	
		Límite superior	87,67641	
	Media recortada al 5%		80,41160	
	Mediana		68,91450	
	Varianza		3505,174	
	Desv. tip.		59,204513	
	Mínimo		,427	
	Máximo		276,590	
	Rango		276,163	
	Amplitud intercuartil		102,143	
	Asimetría		,415	,109
	Curtosis		-,709	,218
RELYX UNICEM	Media		80,88382	3,286348
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	74,42704	
		Límite superior	87,34060	
	Media recortada al 5%		75,69214	
	Mediana		54,71900	
	Varianza		5400,042	
	Desv. tip.		73,484981	
	Mínimo		,320	
	Máximo		319,339	
	Rango		319,019	
	Amplitud intercuartil		109,397	
	Asimetría		,897	,109
	Curtosis		-,003	,218

Pruebas de normalidad

L4

cemento	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	gl	Valor-P
FORTEX	,083	500	,000
KETACCEM	,102	500	,000
RELYX UNICEM	,147	500	,000

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Test de Kruskal-Wallis: comparación según cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem)

Estadísticos de contraste^{a,b}

	L4
Chi-cuadrado	4,869
gl	2
Valor-P	,088

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: cemento

Test a posteriori de Tukey: comparación según cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem)

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: L4

HSD de Tukey

(I) cemento	(J) cemento	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Valor-P	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
FORTEX	KETACCEM	-7,487242	3,973000	,143	-16,80805	1,83357
	RELYX UNICEM	-5,896682	3,973000	,299	-15,21749	3,42413
KETACCEM	FORTEX	7,487242	3,973000	,143	-1,83357	16,80805
	RELYX UNICEM	1,590560	3,973000	,915	-7,73025	10,91137
RELYX UNICEM	FORTEX	5,896682	3,973000	,299	-3,42413	15,21749
	KETACCEM	-1,590560	3,973000	,915	-10,91137	7,73025

Subconjuntos Homogéneos

L4

HSD de Tukey^a

cemento	N	Subconjunto para alfa = .05
		1
FORTEX	500	74,98714
RELYX UNICEM	500	80,88382
KETACCEM	500	82,47438
Valor-P		,143

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 500,000.

8.3.2 Pruebas estadísticas según convergencia oclusal

Kolmogorov-Smirnov: grupos según convergencia oclusal (6° o 12°)

Descriptivos

L1

Conv-oclu			Estadístico	Error tip.
6°	Media		100,49527	2,402020
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	95,77978	
		Límite superior	105,21077	
	Media recortada al 5%		97,79847	
	Mediana		97,91600	
	Varianza		4327,276	
	Desv. tip.		65,782037	
	Mínimo		,427	
	Máximo		319,339	
	Rango		318,912	
	Amplitud intercuartil		100,654	
	Asimetría		,417	,089
	Curtosis		-,218	,178
12°	Media		58,40162	1,895072
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	54,68133	
		Límite superior	62,12190	
	Media recortada al 5%		54,06402	
	Mediana		48,71900	
	Varianza		2693,475	
	Desv. tip.		51,898697	
	Mínimo		,007	
	Máximo		269,200	
	Rango		269,193	
	Amplitud intercuartil		74,065	
	Asimetría		1,075	,089
	Curtosis		,811	,178

Pruebas de normalidad

L1

Conv_oclus	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	gl	Valor-P
6°	,064	750	,000
12°	,130	750	,000

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Test de Kruskal-Wallis: comparación según diseño del muñón (6° y 12°)

Estadísticos de contraste^{a,b}

	L1
Chi-cuadrado	174,279
gl	1
Valor-P	,000

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: angulo

8.3.3 Pruebas estadísticas según cemento y convergencia oclusal

Kolmogorov-Smirnov: grupos según cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem) y diseño del muñón (6° o 12°)

Descriptivos

L2

Cemen. con			Estadístico	Error típ.
FORTEX +6°	Media		104,63460	2,936935
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	98,85020	
		Límite superior	110,41900	
	Media recortada al 5%		102,47099	
	Mediana		97,84850	
	Varianza		2156,396	
	Desv. típ.		46,437014	
	Mínimo		3,860	
	Máximo		266,602	
	Rango		262,742	
	Amplitud intercuartil		46,793	
	Asimetría		,868	,154
	Curtosis		,955	,307
FORTEX +12°	Media		45,33968	2,797889
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	39,82913	
		Límite superior	50,85022	
	Media recortada al 5%		41,41520	
	Mediana		31,36750	
	Varianza		1957,046	
	Desv. típ.		44,238511	
	Mínimo		,007	
	Máximo		214,596	
	Rango		214,589	
	Amplitud intercuartil		65,523	
	Asimetría		1,160	,154
	Curtosis		,839	,307
KETACCEM +6°	Media		93,93876	4,021941
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	86,01740	
		Límite superior	101,86012	
	Media recortada al 5%		93,02040	
	Mediana		86,11050	
	Varianza		4044,001	
	Desv. típ.		63,592464	
	Mínimo		,427	
	Máximo		276,590	
	Rango		276,163	
	Amplitud intercuartil		123,400	
	Asimetría		,093	,154
	Curtosis		-1,230	,307

KETACCEM +12°	Media		71,01000	3,296364
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	64,51769	
		Límite superior	77,50231	
	Media recortada al 5%		68,08355	
	Mediana		57,07050	
	Varianza		2716,505	
	Desv. típ.		52,120097	
	Mínimo		1,306	
	Máximo		269,200	
	Rango		267,894	
	Amplitud intercuartil		77,583	
	Asimetría		,728	,154
	Curtosis		,514	,307
RELYX UNICEM +6°	Media		102,91246	5,196137
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	92,67848	
		Límite superior	113,14645	
	Media recortada al 5%		98,31963	
	Mediana		98,71350	
	Varianza		6749,959	
	Desv. típ.		82,158135	
	Mínimo		1,103	
	Máximo		319,339	
	Rango		318,236	
	Amplitud intercuartil		159,260	
	Asimetría		,455	,154
	Curtosis		-,688	,307
RELYX UNICEM +12°	Media		58,85518	3,519882
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	51,92264	
		Límite superior	65,78771	
	Media recortada al 5%		54,03582	
	Mediana		48,56200	
	Varianza		3097,392	
	Desv. típ.		55,654223	
	Mínimo		,320	
	Máximo		226,920	
	Rango		226,600	
	Amplitud intercuartil		58,069	
	Asimetría		1,279	,154
	Curtosis		,989	,307

Pruebas de normalidad

L2

Cemen_Conv_Oclus	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	gl	Valor-P
FORTEX+6°	,124	250	,000
KETA+6°	,131	250	,000
RELYX UNICEM+6°	,121	250	,000
FORTEX+12°	,153	250	,000
KETA+12°	,109	250	,000
RELYX UNICEM+12°	,180	250	,000

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Test de Kruskal-Wallis: comparación según cemento (Fortex[®], Ketac[®] Cem o RelyX[®] Unicem) y diseño del muñón (6° o 12°)

CONVERGENCIA OCLUSAL DE 6°

Estadísticos de contraste^{a,b}

	L2
Chi-cuadrado	2,948
gl	2
Valor-P	,229

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: ang_cem

CONVERGENCIA OCLUSAL DE 12°

Estadísticos de contraste^{a,b}

	L2
Chi-cuadrado	35,808
gl	2
Sig. asintót.	,000

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: ang_cem

Test a posteriori de Tukey

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: L2

HSD de Tukey

(I) ang_cem	(J) ang_cem	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Valor-P	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
A+FORTEX	A+KETA	10,695840	5,256272	,323	-4,30249	25,69417
	A+RELY	1,722136	5,256272	1,000	-13,27619	16,72046
	B+FORTEX	59,294924*	5,256272	,000	44,29660	74,29325
	B+KETA	33,624600*	5,256272	,000	18,62627	48,62293
	B+RELY	45,779424*	5,256272	,000	30,78110	60,77775
A+KETA	A+FORTEX	-10,695840	5,256272	,323	-25,69417	4,30249
	A+RELY	-8,973704	5,256272	,527	-23,97203	6,02462
	B+FORTEX	48,599084*	5,256272	,000	33,60076	63,59741
	B+KETA	22,928760*	5,256272	,000	7,93043	37,92709
	B+RELY	35,083584*	5,256272	,000	20,08526	50,08191
A+RELY	A+FORTEX	-1,722136	5,256272	1,000	-16,72046	13,27619
	A+KETA	8,973704	5,256272	,527	-6,02462	23,97203
	B+FORTEX	57,572788*	5,256272	,000	42,57446	72,57111
	B+KETA	31,902464*	5,256272	,000	16,90414	46,90079
	B+RELY	44,057288*	5,256272	,000	29,05896	59,05561
B+FORTEX	A+FORTEX	-59,294924*	5,256272	,000	-74,29325	-44,29660
	A+KETA	-48,599084*	5,256272	,000	-63,59741	-33,60076
	A+RELY	-57,572788*	5,256272	,000	-72,57111	-42,57446
	B+KETA	-25,670324*	5,256272	,000	-40,66865	-10,67200
	B+RELY	-13,515500	5,256272	,105	-28,51383	1,48283
B+KETA	A+FORTEX	-33,624600*	5,256272	,000	-48,62293	-18,62627
	A+KETA	-22,928760*	5,256272	,000	-37,92709	-7,93043
	A+RELY	-31,902464*	5,256272	,000	-46,90079	-16,90414
	B+FORTEX	25,670324*	5,256272	,000	10,67200	40,66865
	B+RELY	12,154824	5,256272	,190	-2,84350	27,15315
B+RELY	A+FORTEX	-45,779424*	5,256272	,000	-60,77775	-30,78110
	A+KETA	-35,083584*	5,256272	,000	-50,08191	-20,08526
	A+RELY	-44,057288*	5,256272	,000	-59,05561	-29,05896
	B+FORTEX	13,515500	5,256272	,105	-1,48283	28,51383
	B+KETA	-12,154824	5,256272	,190	-27,15315	2,84350

*. La diferencia de medias es significativa al nivel .05.

Subconjuntos Homogéneos

L2

HSD de Tukey^a

ang_cem	N	Subconjunto para alfa = .05		
		1	2	3
B+FORTEX	250	45,33968		
B+RELY	250	58,85518	58,85518	
B+KETA	250		71,01000	
A+KETA	250			93,93876
A+RELY	250			102,91246
A+FORTEX	250			104,63460
Valor-P		,105	,190	,323

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 250,000.

9. RESUMEN EN INGLÉS

9. RESUMEN EN INGLÉS

INFLUENCE OF CEMENTS AND PROSTHODONTIC DESIGNS ON THE INTERNAL FIT OF ZIRCONIA STRUCTURES MANUFACTURED WITH CAD-CAM TECHNOLOGY FOR FIXED PROTHESIS

1. INTRODUCTION

Thanks to research in Dentistry, nowadays, it is widely demonstrated and documented in the scientific literature, that the quality and longevity of fixed prosthesis depends largely on the existing accuracy between tooth and restoration.

Although it has been studied much about this complex interface, there are still many elements and variables that can directly influence on the fit of restorations.

Meanwhile, this study allows to know if there is a real influence on the internal fit of zirconia structures manufactured with CAD-CAM technology depending on cement used and occlusal convergence of the preparation made. Thus, this study try to solve clinical problems about how cement and how to design the cores for zirconia restorations, in order to achieve the best internal adjustment, improving as far as possible, the duration of these treatments.

2. OBJECTIVES

The purpose of this in vitro research with zirconia structures manufactured with CAD-CAM technology for fixed prosthesis is:

- To evaluate the influence in the internal fit of different cements

- To analyze the effect on the internal fit of different occlusal convergences of the preparation.
- To compare the internal adjustment for cements with occlusal convergences of the preparation.

3. MATERIAL AND METHOD

To conduct this study and to avoid as many potential biases or errors introduced by the disparity of the sample, a total of 60 metal lower premolar-shaped dies specially designed for this study were obtained:

- 30 samples prepared with an occlusal convergence of 6°.
- 30 samples prepared with an occlusal convergence of 12°.

Furthermore, 60 zirconia structures were manufactured with the Lava[®] All Ceramic System (3M ESPE) CAD-CAM.

These copings were cemented using three different cements:

- Cement of zinc oxyphosphate (Fortex[®]).
- Glass ionomer cement (Ketac[®] Cem).
- Resin cement (RelyX[®] Unicem).

A driven press with a torque wrench was used for the cementation providing a 20N-maintained pressure. All the sample was divided into groups of 10 structures, depending on the cement and the occlusal convergence.

After that, the sample was soaked up into acrylic resin and cutted in its longitudinal axis from vestibular to lingual with a diamond disk mounted in a cutting machine (ISOMET[®] 5000, Buehler). All the structures were observed using a Stereoscopic Microscope (Leica[®] M80) at a magnification 40X and measured with an image analysis module in Leica LAS Software V4.0. 5 measurements were performed in 5 locations (2 axial, 2 cuspid and 1 occlusal) making a total of 25 measurements in each structure and 1500 in the whole sample.

Data from the internal fit obtained was stored in a Microsoft Excel spreadsheet and SPSS was used to obtain descriptive and inferential statistical analysis (Test of Kolmogorov-Smirnov, non-parametric test Test of Kruskal-Wallis and Test of Tukey were performed)

4. RESULTS

According to the Test of Kolmogorov-Smirnov, Test of Kruskal-Wallis and Test of Tukey, no significant differences ($p > 0.05$) were found between the internal adjustment with the cements Fortex[®], Ketac[®] Cem, and RelyX[®] Unicem.

In contrast, with the Test of Kolmogorov-Smirnov and Test of Kruskal-Wallis, significant differences ($p = 0.00$) were observed between the internal fit with occlusal convergence of 6° and 12°, being higher in the 6°. Kruskal-Wallis Test

Finally, with the Test of Kolmogorov-Smirnov, Test of Kruskal-Wallis and Test of Tukey, no significant differences were found ($p > 0.05$) between the internal adjustment obtained with cements (Fortex[®]), (Ketac[®] Cem) and (RelyX[®] Unicem) with the occlusal convergence of 6°. However, significant differences were observed between them with the occlusal convergence of 12°.

5. CONCLUSIONS

According to the results and within the limitations related to the methodology of this research, the following conclusions can be stated:

- There are no differences in the internal fit of zirconia structures when using different cements.

- There are differences in the internal fit of zirconia structures when using different occlusal convergences of the preparation, achieving a better fit with 12°.

- There are differences in the internal adjustment of the zirconia structures between different cements when the occlusal convergence is 12° , achieving a better fit with Fortex[®], Ketac[®] Cem and RelyX[®] Unicem respectively. However, there are no differences when it is 6° .